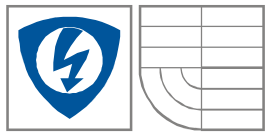
	<p>VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY</p>
	<p>FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ</p> <p>FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING</p>

PŘEDZPRACOVÁNÍ OFTALMOLOGICKÝCH OBRAZŮ PRO REGISTRACI

PREPROCESSING OF OPHTHALMOLOGY IMAGES FOR IMAGE
REGISTRATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Hana Orešanská

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Vratislav Harabiš

BRNO, 2009

zadání

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Hana Orešanská
Bytem: Žákovská 24, Havířov
Narozen/a (datum a místo): 9. července 1984 v Českém Těšíně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické
inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☒ diplomová práce
- ☐ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Předzpracování oftalmologických obrazů pro registraci

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Vratislav Harabiš

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy (z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 29. května 2009

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Cílem práce je prostudování metod zpracování oftalmologických obrazů. Tyto metody obsahují filtraci obrazu, detekci významných bodů v obraze a registraci. Úprava obrazů a jejich následná registrace je důležitá pro zjištění různých onemocnění, například glaukomu, u kterého dochází k zániku nervových vláken vystupujících ze sítnice. Pro úpravu a registraci obrazů byl vytvořen program v grafickém prostředí Matlab, v kterém si uživatel může vyzkoušet různé metody popsané v teoretické části práce.

KLÍČOVÁ SLOVA

Oftalmologický obraz, předzpracování, detekce, registrace

ABSTRACT

The aim of my thesis was research of the ophthalmology images processing. These methods contains image filtration, detection of important points in the image and registration. Image adjustment and the follow up registration is very important to find some deseases (e.g. glaucoma, where is a change of nervous threads going from retina). For the image changes and registrations was made computer programme (Matlab, Graphical User Interface), where the user can try the different methods deccribed in teoretical part of thesis.

KEYWORDS

Ophthalmology image, preprocesing, detection, registration

OREŠANSKÁ, H. *Předzpracování oftalmologických obrazů pro registraci*.
Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních
technologií, 2009. 63, vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Předzpracování oftalmologických obrazů pro registraci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 29. května 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Vratislavu Harabišovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále děkuji svým rodičům za podporu při tvorbě práce, Evě Tolaszové a Martinu Švecovi za jejich pomoc a ochotu.

V Brně dne 29. května 2009

.....
podpis autora

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
ÚVOD	12
1. TYPY OFTALMOLOGICKÝCH ZOBRAZENÍ.....	14
1.1 KONFOKÁLNÍ SKENOVACÍ OFTALMOSKOP	14
1.2 HEIDELBERSKÝ SÍTNICOVÝ TOMOGRAF (HEIDELBERG RETINA TOMOGRAPH – HRT).....	14
1.3 KONFOKÁLNÍ LASEROVÝ SKENOVACÍ OFTALMOSKOP	15
1.4 FLUORESCENČNÍ ANGIOGRAFIE	15
1.5 HRA, HEIDELBERG RETINA ANGIOGRAPH.....	16
2. OBRAZ	18
2.1 HRANA, HRANOVÝ BOD, ROH	18
2.2 DETEKCE HRANY	18
2.3 OPERÁTORY	19
2.4 ROHOVÉ DETEKTORY.....	20
2.4.1 Algoritmus SUSAN	20
2.4.2 Harris Stephens algoritmus	21
2.5 OBRAZOVÁ FILTRACE.....	23
2.5.1 Lineární filtry.....	23
2.5.2 Nelineární filtry.....	24
2.5.3 Anisotropní difúze.....	26
2.6 FUNKCE JAS	28
3. REGISTRACE OBRAZU	30
3.1 HLAVNÍ ROZDĚLENÍ.....	30
3.2 VLASTNOSTI.....	31
3.2.1 Základní transformace.....	31
4. PROGRAM	34
4.1 PANEL ÚPRAVA OBRAZŮ	35
4.1.1 Výběr obrazu	35
4.1.2 Filtrace.....	35
4.1.3 Hranové operátory.....	36
4.1.4 Funkce Jas	36
4.1.5 Tlačítko Zoom.....	36
4.1.6 Tlačítko Ulož.....	36
4.2 PANEL SUSAN, RUČNÍ ZADÁNÍ, HARRIS, REGISTRACE	37
4.2.1 Metoda SUSAN	37
4.2.2 Ruční zadání bodů	38
4.2.3 Harris detekce	38
4.2.4 Tlačítko Registrace.....	38
5. EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ.....	39
5.1 VÝSLEDKY HRANOVÝCH OPERACÍ	39
5.1.1 Shrnutí.....	40
5.2 VÝSLEDKY FILTRACE	40
5.2.1 Shrnutí.....	41
5.2.2 Shrnutí.....	43
5.3 VÝSLEDKY FUNKCE JAS	43
5.3.1 Shrnutí.....	44
5.4 VÝSLEDKY METODY SUSAN.....	44
5.4.1 Shrnutí.....	45
5.5 VÝSLEDKY DETEKCE HARRIS	45

5.5.1	<i>Shrnutí</i>	46
5.5.2	<i>Shrnutí</i>	46
5.6	VÝSLEDKY REGISTRACE	47
5.6.1	<i>Shrnutí</i>	50
5.7	POROVNÁNÍ REGISTRACE BEZ ÚPRAVY OBRAZŮ A REGISTRACE S ÚPRAVOU OBRAZŮ.	50
5.7.1	<i>Shrnutí</i>	51
ZÁVĚR		52
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY		53
SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ		56
PŘÍLOHA		57
1.	OBSAH PŘILOŽENÉHO CD	57
2.	NÁVOD K PROGRAMU	58
3.	UKÁZKA ZDROJOVÉHO KÓDU PRO FUNKCI HARRIS	61

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Heidelberský sítnicový tomograf [23]	14
Obr. 1.2: Konfokální laserový skenovací oftalmoskop [13]	15
Obr. 1.3: Heidelberg Retina Angiograph [23]	16
Obr. 1.4: Místo vzniku obrazu v oku, [3]	17
Obr. 1.5: a) autofluorescenční mód, b) v infračervený mód	17
Obr. 2.1: Rozhodování na základě vlastních hodnot [11].	22
Obr. 2.2: Rozhodování na základě měřítka M [11].	23
Obr. 3.1: a) Translace, b) Rotace, c) Dilatace, d) Afinní transformace, e) Projektivní transformace[2].	32
Obr. 4.1: Hlavní okno programu	34
Obr. 4.2: Ukázka nastavení filtru Anisotropní difúze	36
Obr. 4.3: Ukázka Panelu Susan, Ruční zadání Harris, Registrace	37
Obr. 5.1: a) originál, b) Robertsův operátor, c) Prewittové operátor, d) Sobelův operátor, e) Canny detektor, f) Laplacian of Gaussian	39
Obr. 5.2: a) originál, b) Robertsův operátor, c) Prewittové operátor, d) Sobelův operátor, e) Canny detektor, f) Laplacian of Gaussian	40
Obr. 5.3: AF snímek, a) Originál, b) Mediánový filtr, c) Wienerův filtr	41
Obr. 5.4: IR snímek, a) Originál, b) Mediánový filtr, c) Wienerův filtr	41
Obr. 5.5: Anisotropní difúze, metoda 1. a) originál AF snímku, b) počet iterací 15 u AF snímku, c) počet iterací 50 u AF snímku, d) originál IR snímku e) počet iterací 15 u IR snímku, f) počet iterací 50 u IR snímku	42
Obr. 5.6: Anisotropní difúze, metoda 2. a) originál AF snímku, b) počet iterací 15 u AF snímku, c) počet iterací 50 u AF snímku, d) originál IR snímku e) počet iterací 15 u IR snímku, f) počet iterací 50 u IR snímku	42
Obr. 5.7: IR snímek, a) Originál, b) funkce jas, maska 5x5, c) maska 15x15, d) maska 30x30	43
Obr. 5.8: AF snímek, a) Originál, b) funkce jas, maska 5x5, c) maska 15x15, d) maska 30x30	43
Obr. 5.9: Výsledky metody Susan. a) e, b) ei, c) ci, d) s, e) b, f) d, g) 3, h) p, i) q	44
Obr. 5.10: a) Detekce Harris na nefiltrovaný obraz. b) Detekce Harris na filtrovaný obraz anisotropní difúzí s 15 iteracemi. c) Detekce Harris na filtrovaný obraz mediánovým filtrem	45
Obr. 5.11: a) Detekce bez filtrace. b) Detekce při použití Susan metody a anisotropní difúze s 5 iteracemi. c) Detekce při použití funkce Jas a anisotropní difúze s 5 iteracemi	46
Obr. 5.12: Blokové schéma procesu registrace	47
Obr. 5.13: Registrace AF a IR obrazů, model linear conformal transformace	48
Obr. 5.14: Registrace AF a IR obrazů, afinní model transformace	48
Obr. 5.15: Registrace AF a IR obrazů, projektivní model transformace	49
Obr. 5.16: Registrace AF a IR obrazů, model polynomial transformace	49
Obr. 5.17: a) Registrované obrazy AF a IR bez předzpracování, 2 body na 1/16. b) Registrované obrazy AF a IR s předzpracováním 2 body na 1/16	50
Obr. 5.18: a) Registrované obrazy AF a IR bez předzpracování, 5 bodů na 1/16. b) Registrované obrazy AF a IR s předzpracováním 5 bodů na 1/16	51

ÚVOD

Diplomová práce se zabývá předzpracováním oftalmologických obrazů pro registraci. Jde o snímky oka, které umožňují snadnější diagnostiku různých onemocnění, například glaukomu. Na snímcích jsou důležitá místa, kde se rozdvíhají žíly vyživující sítnici. Nejprve se udělá detekce hran cév a detekuje se jejich rozdělení (bifurkace), které nás nejvíce zajímá. Je také potřeba aplikovat filtry, které nám odstraní z obrazů nechtěný šum a poté se provede registrace. Díky registraci mohou lékaři pozorovat změny v léčení postiženého oka.

Registrace (lícování) obrazu, je definována jako hledání geometrické transformace, která slícuje body a objekty jednoho obrazu s odpovídajícími body a objekty druhého obrazu. Oba obrazy přitom typicky představují pohled na stejný objekt, který ale mohl být pořízen různými pořizovacími metodami nebo v různých časech. Registrace obrazu je v současnosti nejvíce využívána pro následující účely:

- Lékařství — Registrace dat pořízených kombinací několika pořizovacích senzorů. Tedy například morfologických dat pořízených počítačovou tomografií (CT), jadernou magnetickou rezonancí (MR) a funkčních dat pořízených jednofotonovou emisní tomografií (SPECT) či pozitronovou emisní tomografií (PET). Registrace dat z několika modalit je podmínkou jejich důkladnějšího vizuálního zkoumání.
- Hledání změn — Porovnávání snímku pořízených v různých časech nebo za jiných podmínek.
- Porovnávání a rozpoznání objektu — Například ověření podpisu, či segmentace (členění) objektu [6].

Existují dva přístupy k registraci. Jasová registrace a registrace založená na významných bodech v obraze. Tato práce se zabývá registrací založenou na významných bodech. V práci je rozebráno několik úprav obrazů jako jsou filtrace a vyrovnání osvětlení pozadí snímku, které vedou k dokonalejší detekci.

Detekce významných bodů v obraze nebo také detekce hran je jednou ze základních metod zpracování obrazu [14]. Hrany vznikají díky nespojitostem v normále k povrchu, hloubce, odrazivosti povrchu (barvě), odleskům nebo nespojitostech v osvětlení (stínům) [8].

Glaukom (zelený zákal) je onemocnění, při kterém dochází k odumření nervových vláken zrakového nervu, projevem jsou nejdříve drobné výpadky v zorném poli a může dojít až k úplné ztrátě vidění. Ve vyspělých zemích patří glaukom mezi nejčastější příčiny slepoty u lidí nad 40 let. Tímto onemocněním trpí přibližně jeden z padesáti dospělých. Nejzávažnější příčina z mnohých je vysoký nitrooční tlak a narušené prokrvení sítnice a zrakového nervu. Pro časnou diagnostiku tohoto zákeřného onemocnění je detailní vyšetření disku zrakového nervu a vrstvy nervových vláken sítnice. Funkční změna u glaukomu se projevuje degenerací axonů gangliových buněk sítnice a následně i samotných buněk. Glaukom bývá často definován jako onemocnění vrstvy nervových vláken sítnice charakterizované jejich progresivním úbytkem.

Vzhledem k tomu, že se jedná o nevratné a postupující změny, jejich časná diagnostika může výrazně zlepšit léčebný efekt [1].

1. TYPY OFTALMOLOGICKÝCH ZOBRAZENÍ

1.1 Konfokální skenovací oftalmoskop

Konfokální skenovací oftalmoskop využívá různých modifikací metody temného pole. Skenovací metodou se tak dají zobrazit i 3D předměty. Každý bod je ovšem zobrazen paprskem odraženým pod jiným úhlem vzhledem k ose. Mění se jen vzdálenost otvoru před detektorem od zobrazovací čočky. Tato vzdálenost určuje, které paprsky projdou otvorem a které tedy určí jas obrazu na monitoru. Interpretace kontrastu je složitá, avšak podstatné znaky struktury předmětu se zachovávají [15].

1.2 Heidelberský sítnicový tomograf (Heidelberg Retina Tomograph – HRT)

Tato metoda používá **laserovou skenovací tomografii** k hodnocení topografie hlavy zrakového nervu. HRT zobrazuje povrch zrakového nervu a okolní sítnice. Výsledkem vyšetření je **trojrozměrné zobrazení hlavy zrakového nervu**, které je podrobeno *regresní analýze*. Tato analýza zařadí vyšetření zrakového nervu do skupiny s normálním nálezem, hraničním nálezem a patologickým nálezem na zrakovém nervu [15].

Vyšetření lze provést na oku s normální šíří zornice a vyšetření jednoho oka a vyhodnocení nálezu trvá jen několik minut. Při opakovaném vyšetření určitého pacienta HRT automaticky provede srovnání předchozího a současného nálezu, takže je možné sledovat dlouhodobě stabilitu nebo progresi nálezu na terči zrakového nervu [15].

Trojrozměrná topografická analýza terče zrakového nervu je v současnosti jednou z nejpřesnějších zobrazovacích technologií při sledování rizikových osob a glaukomatiků [15].



Obr. 1.1: Heidelberský sítnicový tomograf [23]

1.3 Konfokální laserový skenovací oftalmoskop

Pro topografii a angiografii očního pozadí. Detekuje intenzitu fluorescenčního světla, ke kterému dochází při ozáření pozadí primárním laserovým svazkem a vytváří 3D obraz zobrazovaného povrchu [15].

Vlastnosti:

- axiální rozlišení (FWHM1/2) - kolem 300 μm
- laterální rozlišení (FWHM1/2) – kolem 10 μm
- vzdálenost jednotlivých tomografických rovin – 20 – 62 μm (HRT2)
- počet tomografických rovin: 16 – 64
- maximální hloubka skenování: 4mm
- červený laser – ~675nm
- field of view – 15° [12]



Obr. 1.2: Konfokální laserový skenovací oftalmoskop [13]

1.4 Fluorescenční angiografie

Fluorescenční angiografie je diagnostická metoda využívající speciální kameru, snímající sérii fotografií sítnice za sebou, nebo na světlo citlivou tkáň v zadní části oka. Speciální, ve vodě rozpustné fluorescentní barvivo se vstříkne do žíly v rameni. Barvivo se pohybuje přes žíly do cév a cirkuluje skrz tělo. V okamžiku, kdy barvivo dosáhne cév sítnice, speciální kamera osvětlí oko modrým světlem a mnohonásobně vyfotí sítnici. Pokud jsou cévy poškozené, barvivo může proniknout do sítnice, nebo zabarvit cévy/poškodit/pošpinit. Pokud je poškozen potah pod sítnicí, nebo narůstá krvavá skvrna vedle sítnice, její pozice bude přesně určena/odhalena [21].

1.5 HRA, Heidelberg Retina Angiograph

Obrazové módy angiographu jsou fluorescenční angiografie (FA), infračervený mód (IR), ICG Angiografie (ICGA), Red Free (RF), FA + ICGA, FA + IR, ICGA + IR.

Získaná data použitá v diplomové práci jsou obrazy očního pozadí, které jsou snímány laserovým skenovacím oftalmoskopem (HRA, Heidelberg Retina Angiograph) v autofluorescenčním módu a v infračerveném módu.

V případě zvýšeného nitroočního tlaku, kdy je velké riziko glaukomového onemocnění, obsahuje sítnice zvýšenou koncentraci určitých chemických látek, jako je především lipofuscin. Pokud sítnici (konkrétní okolí optického disku, tedy vyústění zrkového nervu) osvítíme laserovým paprskem s vlnovou délkou v oblasti kolem 488 nm, dojde u lipofuscinu k jevu autofluorescence. (Pozn.: Fluorescence = jev, kdy je látka buzena elektromagnetickým zářením jisté vlnové délky a po dobu buzení sama elektromagnetické záření emituje, přičemž emitované světlo má větší vlnovou délku) [22].

Pro zpracování detekujeme světlo s vyšší vlnovou délkou – pokud sítnice obsahuje zvýšenou koncentraci lipofuscinu (popř. dalších látek spojených s degenerací sítnice), pak se tato skutečnost projeví ve výsledném obrazu jako oblast s vyšší hodnotou jasu [14].

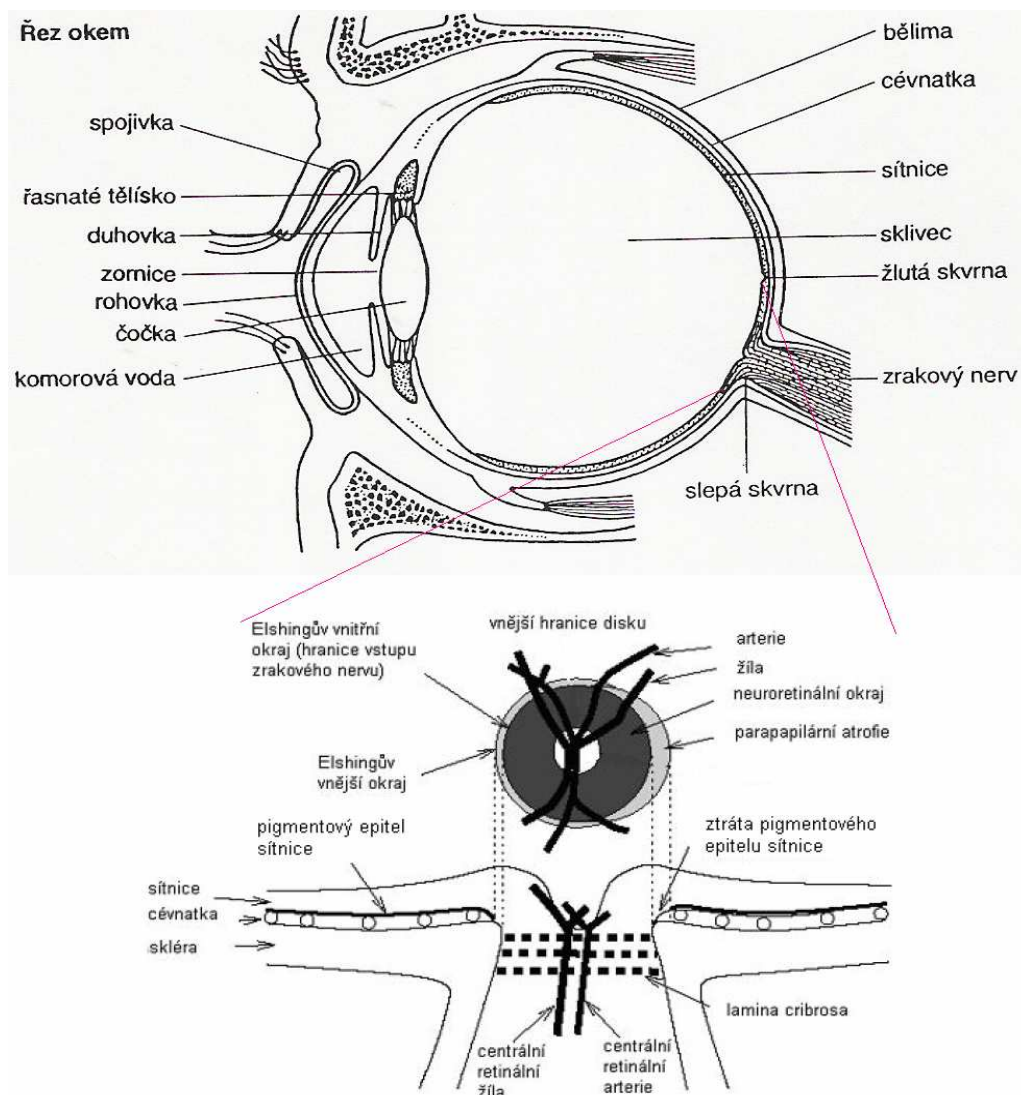
Snímače obrazu sítnice (většinou infračerveným paprskem, který osvítí síť žilek) jsou velmi přesné a poskytují tak velmi spolehlivou metodu identifikace. Pro některé uživatele však může být toto měření nepříjemné, protože oko (bez brýlí) se musí přiblížit těsně ke snímači [15].

Některé metody využívají jak infračervené, tak autofluorescenční metody a proto je tedy potřeba dělat registraci obrazů, kvůli možnému pohybu oka pacienta [15].

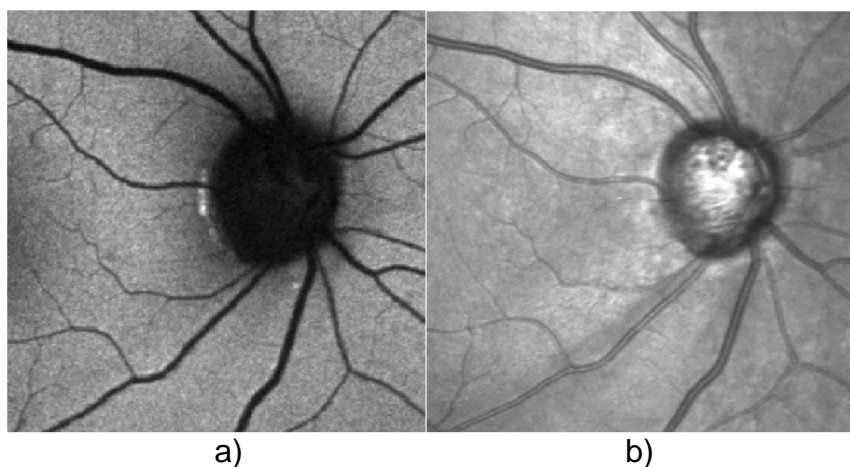


Obr. 1.3: Heidelberg Retina Angiograph [23]

Na následujícím obrázku je znázorněno místo vzniku obrazu v oku.



Obr. 1.4: Místo vzniku obrazu v oku, [3]



Obr. 1.5: a) autofluorescenční mód, b) v infračervený mód

2. OBRAZ

Obraz je posloupnost bodů, které jsou rozmístěné v mřížce (rastru). Obraz můžeme také chápat jako diskrétní funkci $I(x,y)$ dvou proměnných, které nazýváme souřadnice. Funkční hodnota vyjadřuje např. jas v obraze. Všechny tyto funkční hodnoty tvoří dohromady matici čísel, pomocí níž je popsán obraz. Počet bodů v rastru určuje rozměry obrázku, které zásadně ovlivňují dobu průchodu algoritmem pro vyhledání významných bodů [11].

2.1 Hrana, hranový bod, roh

Hrana v objektu se nemusí krýt s hranicí mezi objekty ve scéně, hrany mohou vznikat a zanikat v závislosti na úhlu pohledu. Hrany tedy můžeme najít na hranici objektů nebo rozhraní světla a stínu - skoková hrana, nebo v místech trojrozměrných hran objektů - trojúhelníková hrana. Čáry v obrazu pak generují dvě hrany, jednu na každé své straně. Typická hrana narozdíl od teoretické bývá ovšem zašuměná [24].

Hrana:

- je dána vlastnostmi obrazového elementu a jeho okolí;
- popisuje rychlost změny a směr největšího růstu obrazové funkce $f(x, y)$;
- je vhodnou diskrétní aproximací gradientu $f(x, y)$, je tedy vektorem o dvou složkách [8].

Hranový bod (angl. edgel = edge element, jako pixel = picture element):

- je bod s velkým modulem gradientu;
- některé body v obraze jsou tedy hranové a jiné ne [8].

Roh:

Významným bodem může být roh, ale může se jednat například i o izolovaný bod uvnitř oblasti s konstantním jasnem. Rohové body, které jsou podmnožinou významných bodů, jsou specifické tím, že určují hranice objektů nebo částí objektu. Na roh se můžeme dívat jako na spojnici dvou či více hran tj. jako na bod, který se významně liší od svého okolí. K detekování rohových bodů se používají stejné principy a algoritmy jako pro detekci významných bodů [11].

2.2 Detekce hrany

Pokud hranu definujeme jako velkou změnu jasové funkce, bude v místě hrany velká hodnota derivace jasové funkce. Maximální hodnota derivace bude ve směru kolmo na hranu. Kvůli jednoduššímu výpočtu se ale hrany detekují jen ve dvou, resp. ve čtyřech směrech. Velká skupina metod na detekci hran aproximuje tuto derivaci pomocí konvoluce s vhodným jádrem. Nejjednodušší taková jsou $(-1 \ 1)$ a $(-1, \ 1)^T$, případně $(-1, \ 0, \ 1)$ a $(-1, \ 0, \ 1)^T$ [24].

2.3 Operátory

Jedním ze základních stavebních kamenů při zpracování obrazu je obrazový gradient. Matematickým gradientem rozumíme diferenciální operátor, jehož výsledkem je vektorové pole, které vyjadřuje směr a velikost největší změny skalárního pole. Složky jednotlivých vektorů, které jsou v našem případě dvourozměrné, jsou dány derivacemi intenzity v horizontálním a vertikálním směru. Poněvadž je intenzita definována pouze v diskrétních bodech, nemůžeme definovat derivaci intenzity. Musíme nejprve předpokládat, že existuje spojitá funkce intenzity, která byla vzorkovaná v jednotlivých bodech snímku [11].

Robertsův operátor: $\begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} a \begin{pmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix}$

Prewittové operátor 3x3 je definován takto: $\begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}.$

Je platný pro detekci v ose y. Detekce v ose x je dána transponovanou maticí (totéž platí i pro následující operátory) [8].

Sobelův operátor: $\begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$

Sobelův operátor je natolik dostačující, aby se dal použít v praxi. Používá hodnoty intenzity pouze v oblasti 3x3 kolem každého bodu snímku k vyjádření odpovídajících gradientů. Hlavní předností výpočtu gradientů pomocí Sobelova operátoru je získání izotropních výsledků. Izotropní výsledky jsou takové, kdy nezáleží na směru, ve kterém gradienty počítáme tzn. je zajištěna opakovaná detekce bodů např. pod změněným úhlem pohledu [11].

Cannyho hranový detektor:

Velice dobrý hranový detektor je Cannyho, který na aproximaci první derivace z obrazu aplikuje prahování s hysterezí [11].

Cannyho hranový detektor je algoritmus, který zahrnuje několik kroků pro získání co nejlepšího výsledku při detekci hran v dvourozměrném diskrétním obraze [11].

Požadavky při detekci:

- Minimální počet chyb (musí být detekovány všechny hrany, nesmí být detekována místa, která hranami nejsou)
- Přesnost (poloha hrany musí být určena co nejpřesněji)
- Jednoznačnost (odezva na jednu hranu musí být jedna, nesmí docházet ke zdvojení)

Programátorsky je vhodné použít rekurzivní funkci [11].

Metody založené na druhé derivaci

Hrany můžeme hledat i pomocí průchodů druhé derivace nulou. Tyto metody pracují většinou s Laplaciánem Δf , což ve dvou rozměrech znamená

$$\Delta f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad 2.1$$

Marrův filtr (Marr-Hildrethův) ΔG Vzhledem k tomu, že druhá derivace je ještě citlivější na šum než první je třeba kombinovat její výpočet s filtrací pro vyhlazení. To musí být dostatečné, aby odstranilo šum, ale zároveň nesmí porušit hrany. Marrův filtr je proto složením Laplaciánu a Gaussiánu [11].

2.4 Rohové detektory

Rohové detektory nejsou obvykle moc složité, ale často vyžadují dobrou kontrolu nebo rozsáhlou prevenci individuálních chyb. Kvalita rohových detektorů je často posuzována na základě jejich vlastností detekovat roh v několika násobných obrazcích, které jsou podobné, ale ne identické, např. stejná rozdílná intenzita osvětlení, posunutí, rotace nebo jiné transformace. Stejně řešení této detekce dá výpočtem optimální výsledky. Jiné alternativní přístupy používají často metody na základě Harris Stephens [18].

2.4.1 Algoritmus SUSAN

Algoritmus SUSAN (Smallest Univalve Segment Assimilating Nukleus) počítá jas kruhového okolí zájmového bodu a porovnává s hodnotou jasu zájmového bodu [11].

Algoritmus generuje kruhovou masku kolem daného bodu a porovnává jasové hodnoty uvnitř oblasti. Toto porovnání se provádí kolem každého bodu v obraze. Oblast se nazývá USAN, v této oblasti mají všechny body stejnou nebo podobnou jasovou hodnotu jako zájmový bod a tomuto bodu říkáme 'jádro oblasti' [11].

Oblast USAN je popsána vzorcem:

$$n(M) = \sum_{\vec{m} \in M} c\left(\begin{matrix} \rightarrow \\ m \end{matrix}\right) \quad 2.2$$

Je-li c rozhodovací funkce (2.2), pak n je počet pixelů v masce.

Jestliže je oblast dostatečně malá, dává operátor USAN kladnou odezvu. Nejmenší USAN oblasti dostáváme díky odstranění nemaximálních hodnot.

Výsledkem je SUSAN operátor. Rohové body nalezneme pomocí těžišť USAN oblastí, nalezený rohový bod má těžiště daleko od jádra [11].

Důležitým krokem je ujištění, zda všechny body na spojnici od jádra přes těžiště na okraj oblasti masky náleží do SUSAN [11].

2.4.2 Harris Stephens algoritmus

Principem Harris Stephens algoritmu je posuv daného snímku v různých směrech a výpočet gradientu v jednotlivých bodech snímku. Problém algoritmu spočívá v tom, že jsou-li na snímku světelné a hloubkové iluze, pak detekuje bod na rozhraní objektu a jeho vlastního stínu a bere tento bod jako významný [11].

Základním kamenem této metody je výpočet rozdílů čtverců jasů (SSD) ve všech bodech snímku. Výpočet funguje za předpokladu, jestliže porovnávané obrázky mají stejný jas a kontrast. Důležitým omezením SSD je citlivost na změny jasů a kontrastu. Základem algoritmu je výpočet autokorelační matice pro každý bod snímku [11].

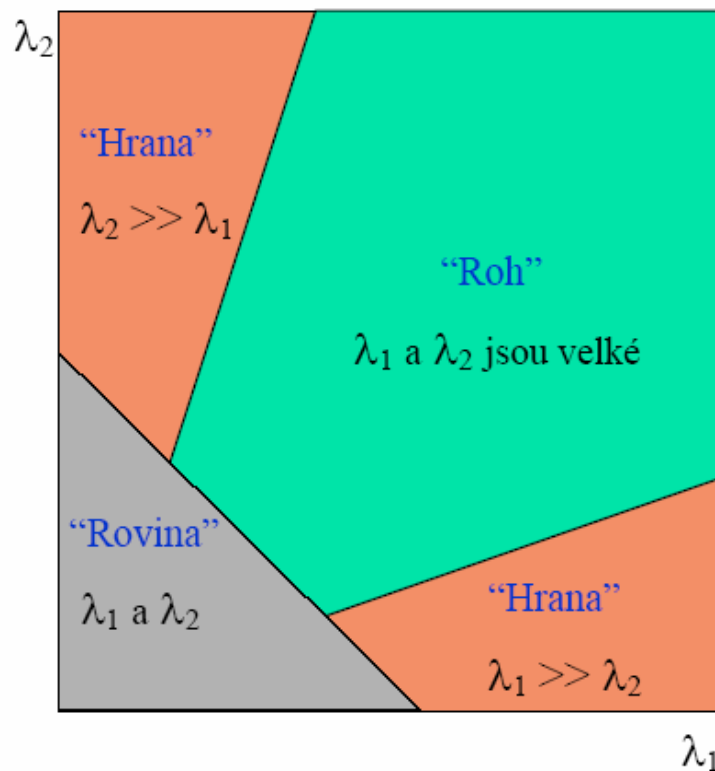
Korelační matice se nazývá Hessova matice druhých parciálních derivací. Jestliže existují všechny druhé parciální derivace, dostaneme matici v následujícím tvaru:

$$A = \begin{bmatrix} \langle I_x^2 \rangle & \langle I_x I_y \rangle \\ \langle I_x I_y \rangle & \langle I_y^2 \rangle \end{bmatrix} \quad 2.3$$

Výsledkem matice jsou vlastní čísla, podle kterých se určuje, je-li zájmový bod významný nebo není.

$$\lambda_{1,2} = \frac{\langle I_x^2 \rangle + \langle I_y^2 \rangle \pm \sqrt{(\langle I_x^2 \rangle - \langle I_y^2 \rangle)^2 + 4 * \langle I_x I_y \rangle * \langle I_x I_y \rangle}}{2} \quad 2.4$$

Jestli je bod významný, závisí na vlastních číslech, která musí být přibližně stejně velká a mnohem větší než nula.



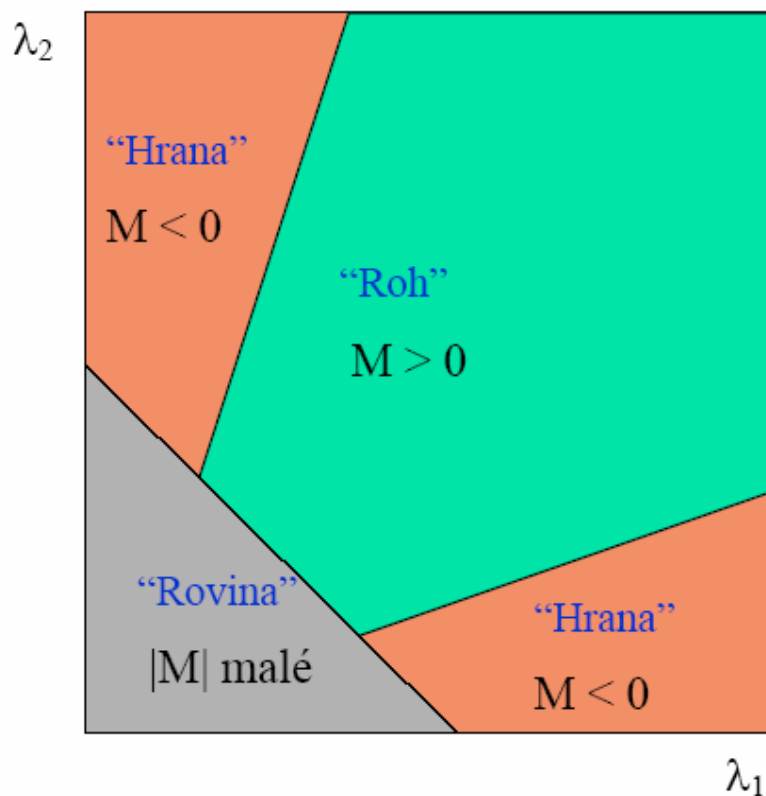
Obr. 2.1: Rozhodování na základě vlastních hodnot [11].

Ve vzorci pro vlastní čísla je daná odmocnina, která je ve výpočtu časově náročná. Proto Harris a Stephens navrhli vzorec (2.5), u kterého lze dobře rozhodnout, jestli se v dané oblasti roh nachází. Ve vzorci jsou rozdíly determinantu matice druhých derivací a součtu prvků na hlavní diagonále umocněný na druhou. Pro optimální doladění detekce je zaveden nastavitelný parametr κ (kappa).

$$M = \text{Det}(A) - \kappa * \text{Trace}^2(A) \quad 2.5$$

A je matice druhých parciálních derivací [11].

Hodnota κ byla určena experimentálně. Optimálních výsledků dosahuje metoda s hodnotami $\kappa = 0.04 \dots 0.15$. [11].



Obr. 2.2: Rozhodování na základě měřítka M [11].

Pokud je tento rozdíl (2.5) větší než zadaná prahová hodnota, detekujeme významný bod. Nevýhodou metody je vysoký počet chybně určených významných bodů. Metoda má problémy se šumem v obraze, což se dá ovšem jednoduše odstranit pomocí filtrů; které jsou popsány níže [11].

2.5 Obrazová filtrace

Obrazová filtrace se používá pro odstranění šumu, zlepšení kontrastu nebo pro zvýraznění kontur v obraze. Dva nejčastější typy filtrů jsou založené na lineární a frekvenční odezvě. Třetí typ rozlišuje, zda jsou filtry aplikovány prostorově z frekvenčního rozsahu. Tato filtrace se provádí pomocí Fourierovy transformace [19].

2.5.1 Lineární filtry

Lineární filtry, také známé jako konvoluční filtry, můžeme popisovat lineární algebrou, využívající násobení matic [19].

Konvoluce je matematická funkce, která přepíše každý pixel váhovaným součtem z jeho sousedních pixelů. Matice definující sousední pixely také

specifikuje váhu přiřazenou ke každému sousednímu pixelu. Tuto matici nazýváme konvoluční jádrem [19].

Mezi lineární filtry patří Wienerův filtr.

Wienerův filtr:

Wienerův filtr počítá inverzní konvoluci za přítomnosti nenulového šumu.

K odvození Wienerova filtru vedly následující dva předpoklady:

$$E\left(\|f'(x, y) - f_i(x, y)\|^2\right) \rightarrow \text{minimální} \quad 2.6$$

Střední hodnota druhé mocniny přes všechny realizace šumu a pro jejich všechny parametry bude mít od hledaného obrázku minimální vzdálenost.

$f_i(x, y)$ je hledaný obrázek se všemi známými realizacemi šumu a jejich parametry, $f'(x, y)$ je náš obrázek před deformací šumem [24].

Z prvního kritéria je patrné, že metoda vychází z empirických znalostí šumů a pravděpodobnosti jejich rozdělení v obraze. Druhý požadavek na Wienerův filtr je, aby byl lineární. Tento požadavek se formuluje pro frekvenční oblasti obrázků [24].

Nechť je $F(f') = F$ fouriérová transformace původního obrazu bez šumu. $F(g) = G$ je zašuměný obraz, který má být opraven. R je nějaká transformační matice, která násobením transformuje poškozený obraz do jeho „opravené“ varianty. Linearita filtru má tvar:

$$F(f')(u, v) = F(g)(u, v) \cdot R(u, v) \rightarrow F'(u, v) = G(u, v) \cdot R(u, v) \quad 2.7$$

(u, v) označují souřadnice ve frekvenční (fouriérově) oblasti [24].

2.5.2 Nelineární filtry

Nelineární filtry nejsou jako ostatní filtry, nemůžeme totiž pro ně použít maticovou formulaci. Typické nelineární operace jsou prahování a ekvalizace. Jinými nelineárními operacemi obvykle myslíme filtrování zahrnující různé hranové detekce či mediánová filtrace, která vyhovuje pro odstranění teček z obrazu, nebo impulsní šum tzv. „pepř a sůl“ (postihuje jen izolované obrazové prvky nebo malé skupiny, s velkou amplitudou - často až limitované hodnoty černá a bílá) [19][13].

Základní cesta k popisu filtru je ta, jak zmírnit nebo zesílit určitý frekvenční rozsah. Je mnoho rozdělení pro frekvenční odezvy, ale pro obrazy je

dostatečné rozdělení na dolní a horní propust. Dolní propust použijeme pro odstranění šumu nebo pro vyhlazení obrazu. ("soft focus" je příklad filtru dolní propusti). Filtr horní propust odpovídá náhlé změně v jasové intenzitě v obraze, použijeme ho pro zvětšení detailů. Nevýhoda horní propusti je, že má sklon zvyšovat horní frekvenci šumu v průběhu zdůrazňování detailů. [19]

Prostorové filtry změny hodnotu pixelu, která odpovídá jasové intenzitě v jejich okolí, jestliže filtry pracují na obrazech ve frekvenčním rozsahu, je použita Fourierova transformace (DFT nebo FFT). Po filtraci je použita inverzní funkce pro zvýšení kvality originálního obrazu. [19]

. Frekvenční filtry mají výhodu v tom, že jsou jednoduché na realizaci, ale mohou zavádět artefakty do obrazu v době, kdy se aplikuje inverzní funkce. Tyto artefakty se projeví jako vlnky, které vychází z hran v obraze. Jestliže máme aplikace, které jsou citlivé na tyto fenomény, mohl by se na místo toho použít prostorový filtr. [19]

Eliminace šumu Gaussovým filtrem:

Dvourozměrná varianta Gaussova normálního rozdělení je dána vztahem:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad 2.8$$

kde x,y jsou souřadnice pixelu v obraze a sigma je standardní odchylka rozdělení (běžně =1 až 1.4) [25].

Výpočet je vhodné realizovat pomocí konvoluce. Vzorcem je tedy vypočtena pouze konvoluční maska, která se pak aplikuje na celý obraz [25].

Příklady 2D konvoluční masky:

$$H_G = \frac{1}{159} \begin{pmatrix} 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 6 & 4 & 2 \end{pmatrix}$$

Nevýhodou je, že při vyhlazení dojde na ostrých přechodech k mírnému rozmazání hran [4].

Mediánový filtr

Mediánový filtr vezme pro každý pixel obrazu jeho okolí. Ze všech těch pixelů vybere medián, který se stává novou hodnotou zpracovávaného pixelu. Medián je hodnota, jež dělí řadu podle velikosti seřazených výsledků na dvě stejně početné poloviny [25].

Tento filtr sice obraz rozmaže, ale pomáhá při detekci významných bodů v obraze.

2.5.3 Anisotropní difúze

Obraz často obsahuje náhodný šum, který způsobuje vady v obraze. Při zpracování obrazu je ho potřeba odstranit nebo alespoň potlačit, tak aby jsme zachovali původní informaci, kterou nese zpracovávaný obraz. K potlačení můžeme využít filtraci difúzí [5][10].

Difúze je fyzikální děj, při kterém se vyrovnávají nebo vyvažují koncentrace látek v prostředí. V obrazu můžeme brát jas jako „koncentraci“ a šum můžeme modelovat jako malou koncentraci nehomogenit. Tyto nehomogenity můžeme potlačit nebo vyhladit difúzí [5][10].

Fyzikální podstata difúze vychází z Fickova zákona:

$$\mathbf{j} = -\mathbf{D} \cdot \nabla u, \quad 2.9$$

kde \mathbf{j} je tok vyvolaný gradientem koncentrace. \mathbf{D} je tenzor difúze.

Difúze je transport hmoty, při které nevzniká ani nezaniká žádná další hmota a můžeme ji popsat rovnicí spojitosti.

$$\partial_t u = -\operatorname{div} \mathbf{j} = -\left(\frac{\partial \mathbf{j}}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{j}}{\partial y} \right) \quad 2.10$$

kde t označuje čas, $\partial_t u$ změnu koncentrace u v závislosti na čase [5][10].

Při zpracování obrazů se využívá difúze k identifikaci koncentrace šedých oblastí v určité části obrazu. Tenzor difúze může být konstanta v celém obrazu, pak mluvíme o homogenní nebo lineární difúzi a nebo je funkcí struktury samotného obrazu a pak mluvíme o nelineární difúzi. Ta může být izotropní nebo anisotropní podle směru gradientu koncentrace [5][10].

Lineární isotropická difúze se používá pro vyhlazení obrazu. Výhodou je, že dosáhneme zjednodušení obrazu a redukci šumu v obrazu. Nevýhodou je, že potlačíme i důležité části obrazu jako např. hrany. Ve výsledku lineární

isotropická difúze dělá hrany hůř identifikovatelnými tím, že zavádí nové informace do obrazu, respektive mění původní informace [5][10].

Použití nelineární difúze nám přináší možnost zachování hran a potlačení šumu mezi hranami. Musíme ale přiřadit určitým místům specifickou difuzivitu (difúzivní schopnost). Po přizpůsobení gradientu difuzivity \mathbf{g} aktuálního obrazu $u(x,y,t)$ dostaneme rovnici

$$\partial_t u = \operatorname{div} \left(g \left(|\nabla u|^2 \right) \nabla u \right) \quad 2.11$$

za podmínek

$$g \rightarrow 0 \text{ pro } |\nabla u| \rightarrow \infty$$

$$g \rightarrow 1 \text{ pro } |\nabla u| \rightarrow 0$$

Výhodou nelineární difúze je, že můžeme řídit difúzi v každém bodě obrazu, takže v oblasti hran ji můžeme potlačit a v jiných oblastech naopak zvýšit. Jako výsledek dostaneme vyhlazený obraz se zachovanými hranami. Vyhlazení hran se ale použitím nelineární difúze bohužel nedá úplně zabránit. K tomu musíme použít filtraci nelineární anisotropickou difúzi [5][10].

Až do teď velikost difúze závisela na velikosti lokálních gradientů. Myšlenkou nelineární anisotropické difúze je nadefinovat tenzor difúze tak, aby jsme zachovali hrany a difúze se pohybovala kolem určitých struktur. Difúze přes hrany je potlačena, ale kolem hran respektive paralelně s hranami je povolena. U nelineární anisotropické difúze s výhodou využíváme kombinace dvou vlastností, nelinearity a anisotropie [5][10].

Nelinearita způsobí, že difúze u hran je mnohem menší nežli v jiných oblastech. Anisotropie nám umožní použít difúzi kolmou na hranu, ale zabrání jít skrz hranu a ve výsledku tím hranu zachováme. Aby jsme dostali požadovaný výsledek potřebujeme správně nastavit tenzor difúze \mathbf{D} [5][10].

2.6 Funkce Jas

Je lokální ekvalizace histogramu implementovaná jako bodová transformace, ve které je mapování vstupu a výstupu definováno funkcí kumulativního histogramu. [Chrástek, R.:]

Vypočítá hodnoty intenzity modelu pozadí odhadnuté z průměrování obrazu lokální maskou ($N_a \times N_a$). Experimentálně bylo zjištěno, že optimální velikost masky je 31x31 nebo 51x51 [9].

Ovšem v této práci, která je zaměřena na předzpracování obrazu a následnou detekci bodů je optimální maska 15x15.

Vstupní obraz bude označen $f^{(in)} = f_{ij}^{in}$, $i = 0, 1, \dots, M_y - 1$, $j = 0, 1, \dots, M_x - 1$. M_y a M_x udávají velikost vstupního obrazu ve vertikálním a vodorovném směru. Velikost masky byla určena tak, aby byla několikrát větší než maximální průměr cévy na sítnici oka. Maximální průměr cévy byl odhadnut na hodnotu asi deseti pixelů. Z tohoto poznatku byla odvozena velikost masky na 31x31. Tato velikost masky nebude stačit na pokrytí optické disku, protože optický disk má přibližný průměr 160 pixelů. Byly zde pokusy zvětšit masku, ale zvětšení masky vedlo k zvýšení okrajových artefaktů. Metodou průměrování byl získán obraz intenzity pozadí sítnice $b = [b_{ij}]$ [9].

Korekční koeficienty $r = [r_{ij}]$ byly vypočítány podle vzorce:

$$r_{ij} = \frac{b_{\max}}{b_{ij}} \text{ pro } b_{ij} \neq 0 \text{ a } r_{ij} = 0 \text{ pro } b_{ij} = 0, \quad 2.12$$

kde ij jsou obrazové souřadnice, i je řádkový index a j je sloupcový index, r_{ij} je korekční koeficient na pozici obrazu určené hodnotami ij a b_{\max} je maximální hodnota intenzity pozadí obrazu vypočítaná po aplikaci metody průměrování. Upravený obraz $f^{(corr)} = [f_{ij}^{(corr)}]$ se vypočítá ze vztahu:

$$f_{ij}^{(corr)} = f_{ij}^{(in)} \cdot r_{ij} - c, \quad 2.13$$

kde $c = b_{\max} - 128$ je na obraze závislá konstanta, která se odečte od celého obrazu. Experimenty se šedotónovými obrazy ukázaly, že hodnoty poměru $f^{(in)} \cdot r$ se blíží hodnotě b_{\max} . Odečtením konstanty c jsou koeficienty upraveného obrazu přesunuty doprostřed šedotónového rozsahu mezi interval $\langle 0, 255 \rangle$ [9].

Vynásobením originálního obrazu korekčními koeficienty bylo dosaženo toho, že úroveň šedé byla zvětšená u tmavějších regionů (korekční koeficient mají hodnoty větší než jedna) zatím co u jasnější regionů byly úrovně šedé zachovány (hodnoty korekčních koeficientů se blíží k jedné). Dosazením rovnice (2.11) do rovnice (2.13) bude upravený obraz získán ze vztahu:

$$f_{ij}^{(corr'')} = b_{\max} \frac{f_{ij}^{(in)}}{b_{ij}} - c \quad 2.14$$

Rovnice (2.11) popisuje, že upravený obraz se získá dělením originálního obrazu intenzitou pozadí obrazu. A naopak lze získat originální obraz násobením upraveného obrazu s obrazem pozadí sítnice. Výsledný obraz musí ještě projít korekcí na odstranění hodnot přesahující interval $\langle 0, 255 \rangle$. To popisuje rovnice 2.15 [9].

$$f_{ij}^{(corr')} = \left\{ \begin{array}{ll} 0 : & f_{ij}^{(corr'')} \leq 0 \\ 255 : & f_{ij}^{(corr'')} \geq 255 \\ f_{ij}^{(corr'')} : & jinak \end{array} \right\} \quad 2.15$$

3. REGISTRACE OBRAZU

Registrace obrazu je proces, při kterém slícujeme body a objekty jednoho obrazu s odpovídajícími body a objekty druhého obrazu. Obrazy jsou pořízené různými módy nebo stejným módem, ale v různém čase.

Jedná se o geometrickou transformaci, kterou můžeme zapsat vztahem:

$$T_{opt} = \arg \min_{T \in \tau} S(I, T(J)), \quad 3.1$$

předpokládáme optimální registraci v minimu této funkce. I a J jsou obrazy, S představuje registraci. T vyjadřuje geometrickou transformaci, τ je množina všech uvažovaných transformací. T_{opt} je transformací v níž je dosaženo optimální registrace [6].

Registraci můžeme provádět několika metodami. Například Interaktivní metody Registrace pomocí korespondencí značek, Korespondence hranic oblastí, Maximalizace globální podobnosti, Registrace využívající integrální transformace [6]

V této práci využíváme metody registrace pomocí korespondencí značek. Tento druh registrace se v anglické literatuře označuje jako point-based registrace. Jedná se o vnější registraci, kdy jsou do registrovaných dat zavedeny dodatečné informace, například ve formě značek, které nám pomohou nalézt optimální transformaci. Jako registrační značky můžeme využít významná místa v obraze (rohy, křižovatky, apod.). Tuto metodu lze dále rozdělit na interaktivní (značky jsou v obraze označeny operátorem) a neinteraktivní (vyhledání značek provádí sám stroj segmentací) [6].

Vyčerpávající přehled o metodách registrace obrazů byl publikován panem Brownem v roce 1992. Před rokem 1992 vyšlo mnoho publikací o metodách registrace, které se stále dodnes používají a jsou kompletním přehledem o obrazové registraci. Registrace je hodně používána v dálkovém snímání, lékařských zobrazeních, počítačových zobrazeních atd. [17].

3.1 Hlavní rozdělení

Hlavní rozdělení je do tří základních skupin podle způsobu sběru obrazových dat:

Sběr dat z různých pohledů (multiobrazová analýza) – obrazy, které zobrazují stejnou scénu, jsou získány z různých pohledů. Cílem je získat větší 2D zobrazení nebo 3D reprezentaci snímané scény. Příklady použití: řízené snímání – mozaika obrazu z mapované oblasti. Počítačové zobrazení [17].

Sběr dat v různém čase (vícečasová analýza) – obrazy téže scény jsou sejmuty v různém čase, často v pravidelných intervalech za určitých podmínek. Cílem je nalézt a vyhodnotit změny ve scéně. Příklady použití: řízené snímání –

monitorování území, krajinné plánování. Počítačové zobrazení – automatické změny detekce pro ochranu monitorování, pohybové sledování. Lékařské zobrazení – sledování léčby, sledování vývoje tumoru [17].

Sběr dat různými snímači (multimodální analýza) – obrazy téže scény jsou sejmuty různými snímači. Cílem je integrovat informaci pořízenou z různých zdrojů k získání většího souboru a detailů scény [17].

Při rozmanitosti obrazů, které následně registrujeme, není universální metoda, která by se dala použít. Každá metoda by měla počítat nejen s typem geometrické deformace mezi obrazy, ale také s radiometrickými deformacemi a se šumem v obraze. Požadujeme registrační přesnost [17].

3.2 Vlastnosti

Vlastnost detekce – výběžky a rozlišovací objekty (uzavřené hranice oblasti, hrany, kontury, propojené čáry, rohy, atd.) jsou manuálně nebo vhodně automaticky detekovány. Pro další procesy, tyto vlastnosti mohou být reprezentovány jejich bodovými zástupci (centra gravitace, čárové zakončení, rozlišovací body), které nazýváme kontrolními body [17].

Vlastnost lícování – v tomto kroku, soulad mezi vlastnostmi detekovaného sejmutého obrazu a detekovaného referenčního obrazu, je pevně stanovený.

Odhad transformačního modelu – typ a parametry funkce, srovnávající sejmutý a referenční obraz, jsou pevně dány. Parametry funkce jsou vypočítány z pevně stanovených vlastností.

Obrazové snímání a transformace – sejmutý obraz je transformován funkcí. Obrazové hodnoty v nečíslné souřadnici jsou počítány odpovídající interpolační technikou [17].

3.2.1 Základní transformace

Translace, neboli posunutí - Tato transformace pouze posune objekt vůči počátku souřadnic. Vzdálenosti, rovnoběžnosti a velikosti úhlů jsou zachovány. Translace je dána pouze vektorem posunutí $p = (x_t, y_t)$ [2].

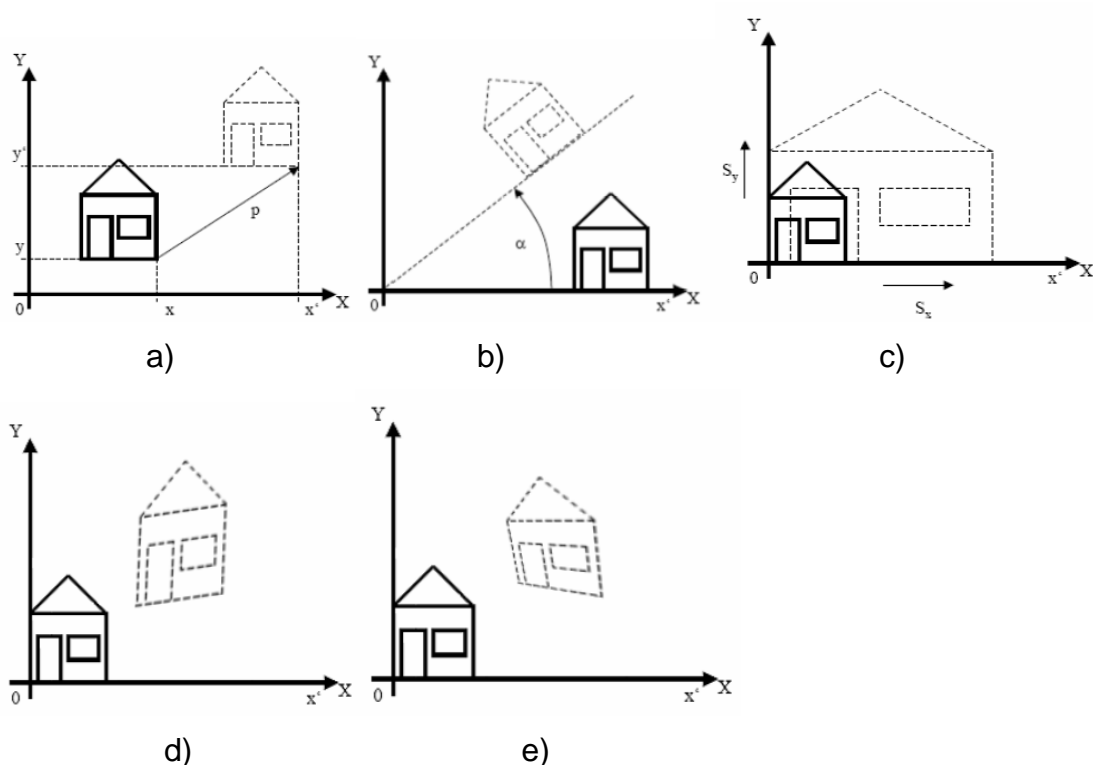
Rotace, neboli otočení - je otočení objektu vůči počátku souřadnic o určitý úhel α . Všechny parametry obrázku jsou opět zachovány, stejně jako u translace [2]

Dilatace - změna měřítka je taková transformace, která mění měřítko ve směru os. Jak je patrné z obrázku, nezachovává tato transformace ani vzdálenosti

bodů, ani velikosti úhlů (mimo speciální případ $s_x=s_y$). Jediné, co je zachováno je rovnoběžnost [2].

Afinní transformace je geometrické zobrazení, které zachovává pouze kolinearitě bodů a jejich dělicí poměr. Důsledkem toho je, že přímky nepřejdou v křivky, tj. nezohýbají se a rovnoběžky zůstanou rovnoběžkami. Jedná se o zkosení objektů [2].

Projektivní transformace. Ve vzniklém transformovaném obraze se zachová pouze přímost přímek. Původní rovnoběžky se mohou stát různoběžkami. Tato transformace se používá pro vyjadřování perspektivy [2].



Obr. 3.1: a) Translace, b) Rotace, c) Dilatace, d) Afinní transformace, e) Projektivní transformace[2]

Provedení každého registračního kroku má své typické problémy. Zprv musíme rozdělit jaký druh vlastností je vhodný pro daný úkol. Vlastnosti obrazu by měly být rozlišovací objekty, které jsou opakovaně rozmístěny v obraze a které jsou lehce detekovatelné [17].

Detekované vlastnosti v referenčním a sejmutém obraze musí mít dostatek základních prvků, dokonce i v situacích, kdy obrazy nepokrývají stejnou scénu, nebo když jsou objekty posunuté a nebo jinak nečekaně změněny. Detekční metody by měly mít dobrou lokalizační přesnost a neměly by být citlivé k počítání obrazové degradace. V ideálním případě, algoritmus by

měl být schopný detekovat stejné vlastnosti ve všech projekcích téže scény bez ohledu na jednotlivé obrazové deformace [17].

Vlastnosti lícování mají problémy, které jsou způsobeny nekorektní detekcí nebo degradací obrazu. Tyto vlastnosti mohou být způsobené rozdílnými obrazovými podmínkami nebo rozdílnou spektrální citlivostí obrazových snímačů. Výběr vlastností, které popisují systém, musí zohledňovat tyto faktory. Uvažované vlastnosti by měly zůstat invariantní vzhledem k uvažované degradaci. Zároveň musí být dostatečně rozlišitelné, aby bylo možné rozeznat různé vlastnosti i dostatečnou stabilitu tak, že nebudou ovlivňovány neočekávanými změnami a šumem [17].

Algoritmus lícování v neměnném prostoru může být robustní a velmi účinný. Jednoduché a samotné vlastnosti bez souhlasných protějšků v jiných obrazech nemohou ovlivnit výkon algoritmu [17].

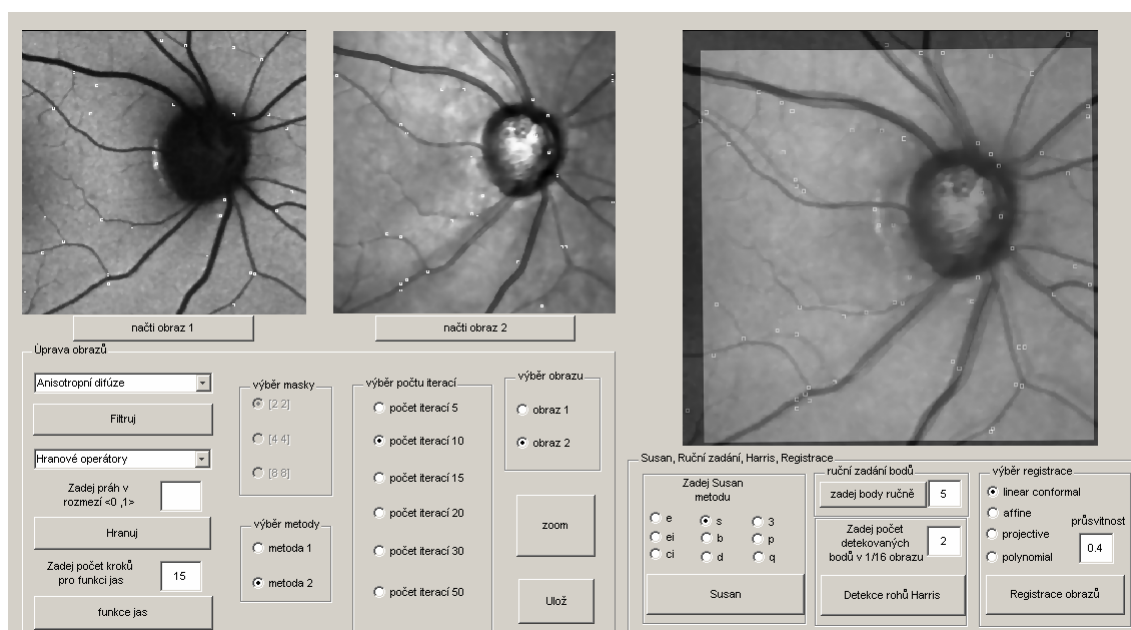
4. PROGRAM

V rámci této diplomové práce byl vytvořen program v prostředí Matlab. Všechny operace a metody popsané v teoretické části byly sjednoceny do grafického prostředí GUI (graphical user interface), aby si uživatel mohl vyzkoušet úpravu oftalmologických obrazů a detekci významných bodů pro následnou registraci.

Program obsahuje několik panelů. Funkcí prvního panelu je předzpracování obrazu před detekcí. Panel zahrnuje filtraci, hranové operátory a funkci jas. Při použití jednotlivých bloků se automaticky buďto aktivují nebo deaktivují nastavení, která jsou či nejsou aktuálně používána.

Funkcí druhého panelu je detekce významných bodů a registrace. Panel obsahuje navíc algoritmus SUSAN, který se řadí do rohových detektorů, i když některé jeho metody umožňují i hranové operace. Dále panel obsahuje detekci významných bodů, buď ručním zadáním nebo pomocí algoritmu Harris. Posledním blokem je registrace obrazů s možnostmi výběru transformace a nastavení průhlednosti obrazu.

Na obrázku 4.1 je vidět hlavní okno programu.



Obr. 4.1: Hlavní okno programu

4.1 Panel Úprava obrazů

Tento panel obsahuje filtrování obrazů, hranové operátory, funkci jas a zoom. Postupnými úpravami se získá obraz vhodný pro detekci rohů.

4.1.1 Výběr obrazu

V prvním kroku se načtou obrazy a vybere se, zda se pracuje s prvním nebo s druhým obrazem.

4.1.2 Filtrace

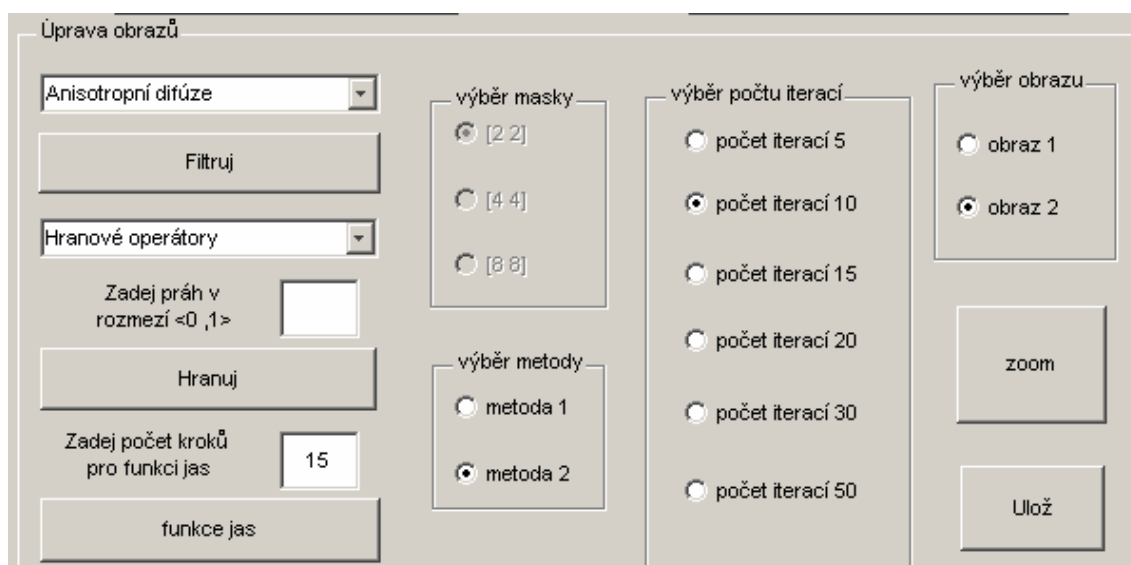
V rolovacím menu Filtrace lze najít mediánový filtr, Wienerův filtr a anisotropní difúzi. U filtrace typu Mediánový a Wienerův filtr se zviditelní Výběr masky a je nutné zadat, jak velká maska je potřeba. U filtrace anisotropní difúzi se zadává několik parametrů a to:

`DIFF_IM = ANISODIFF2D(IM, NUM_ITER, DELTA_T, KAPPA, METODA)`

- IM - šedotónový obraz (MxN).
- NUM_ITER – počet iterací.
- DELTA_T - iterační konstanta ($0 \leq \text{delta_t} \leq 1/7$). Tento parametr se obvykle nastavuje na maximální hodnotu a je to kvůli numerické stabilitě.
- KAPPA - prahová hodnota, která kontroluje přenos, její doporučená hodnota je 7.
- METODA - přenosová funkce navržena Perona & Malik:
 - 1 - $c(x,y,t) = \exp(-(\text{nablal}/\text{kappa}).^2)$,
 - upřednostňuje vysokokontrastní hrany přes nízkokontrastní.
 - 2 - $c(x,y,t) = 1./(1 + (\text{nablal}/\text{kappa}).^2)$,
 - upřednostňuje rozsáhlou oblast přes menší.

Delta T a Kappa jsou nastaveny na doporučené konstanty. V programu se tedy zadává počet iterací a metoda.

Jestliže je filtr nastaven, je možno stisknout tlačítko Filtruj a výsledek se zobrazí na místě načteného obrazu.



Obr. 4.2: Ukázka nastavení filtru Anisotropní difúze

4.1.3 Hranové operátory

V tomto rolovacím menu jsou k dispozici základní hranové operátory. Prewitt, Roberts, Sobel, Canny. U těchto operátorů se může zadat práh a ten má za následek to, že metoda ignoruje všechny hrany, které jsou pod zadaným prahem a zobrazí jen ty výraznější. Prah se volí v rozmezí 0 až 1.

Po zadání parametru, se stiskem na tlačítko Hranuj, provede operace. Hranové operátory se mohou aplikovat na filtrovaný obraz.

4.1.4 Funkce Jas

Úkolem funkce Jas je vyrovnaní nerovnoměrnosti osvětlení, tzn., že rovnoměrně rozprostře osvětlení pozadí snímku. U této funkce se zadává velikost lokální masky.

4.1.5 Tlačítko Zoom

Tlačítko Zoom je typická funkce pro přiblížení detailů v obraze. Najede se kurzorem na tu část obrazu, která má být zvětšena. Jsou dvě možnosti. Jednoduchým kliknutím levého tlačítka myši se přiblíží oblast v okolí kurzoru nebo se stále drží tlačítko a posunem myši se přesně definuje oblast v obraze, která bude zvětšena. V obou případech se mění měřítko os. Prostým dvojklikem levého tlačítka myši se vrátí obraz do původní velikosti.

4.1.6 Tlačítko Ulož

Funkce umožňující uložení výsledku ve formátu 'png'.

4.2 Panel Susan, Ruční zadání, Harris, Registrace

V tomto panelu si uživatel může vyzkoušet zvýraznění hran pomocí algoritmu Susan. Po úpravě obrazů se použije detekce rohů Harris nebo ruční zadání bodů a díky této detekci se upravené obrazy zaregistrují.



Obr. 4.3: Ukázka Panelu Susan, Ruční zadání Harris, Registrace

4.2.1 Metoda SUSAN

U této funkce se zadává typ metody. Na ukázkou je k dispozici 9 metod, které jsou pojmenovány zkratkami. Jejich vysvětlení je v následujících řádcích.

- e : Hranový mód – základní hranová detekce
- ei: Hranový mód – překryté hrany ve vstupním obraze
- s : Vyhlazovací mód – zvýrazní hrany
- ci: Rohový mód – překryté rohy ve vstupním obraze, obdobně jako ei
- d: Vyhlazovací mód – zobrazí pouze hrany
- 3 : Hranový nebo vyhlazovací mód - používá masku 3x3, zobrazí pouze hrany
- q : Rohový mód - rychlejší a obvykle stabilnější rohový mód, hranová detekce není potlačena
- b : Rohový nebo hranový mód - Označí rohy nebo hrany černou čarou s bílým okolím
- p : Rohový nebo hranový mód - Nahradí hrany bílou čarou

4.2.2 Ruční zadání bodů

Díky tomuto panelu si lze detekovat body ručně a tím se zbavit předzpracováním obrazů a výpočtu Harris detekce.

4.2.3 Harris detekce

Při detekci rohů algoritmem Harris je nutno zadat tolik bodů, kolik chceme nalézt. Jelikož algoritmus je aplikován na každou šestnáctinu obrazu, zadává se počet bodů pro 1/16 obrazu. Tím, že použitý algoritmus nepokrývá celý obraz, ale jen jeho část, je mu usnadněna detekce a je eliminováno velké množství nesprávně detekovaných bodů.

Tyto nalezené body jsou vstupními parametry pro registraci.

4.2.4 Tlačítko Registrace

Po nejvhodnější úpravě jednotlivých obrazů, díky níž algoritmus Harris nalezne ty správné body, se může provést registrace obrazů. Výsledek registrace se zobrazí nad panelem registrace.

Je možné zvolit i metodu registrace. Na výběr je metoda 'linear conformal', která registruje obrazy transformací translace a rotace, u této metody jsou potřeba nejméně 2 páry bodů. Dále metoda 'affine', což je metoda transformace affinní, ta potřebuje k registraci nejméně 3 páry bodů. Metoda 'projective' neboli projektivní transformace potřebuje minimálně 4 páry bodů a poslední je 'polynomial', ta se použije, když jsou objekty v obraze zakřivené, u ní je potřeba více párů a to více jak 6, 10 nebo 15. Při vyšším počtu párů je sice lepší shoda, ale výsledek může obsahovat více zakřivení než je v základním obraze.

Dalším nastavením u registrace je průsvitnost překrývajícího obrazu. Průsvitnost se zadává v intervalu $\langle 0,1 \rangle$.

5. EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ

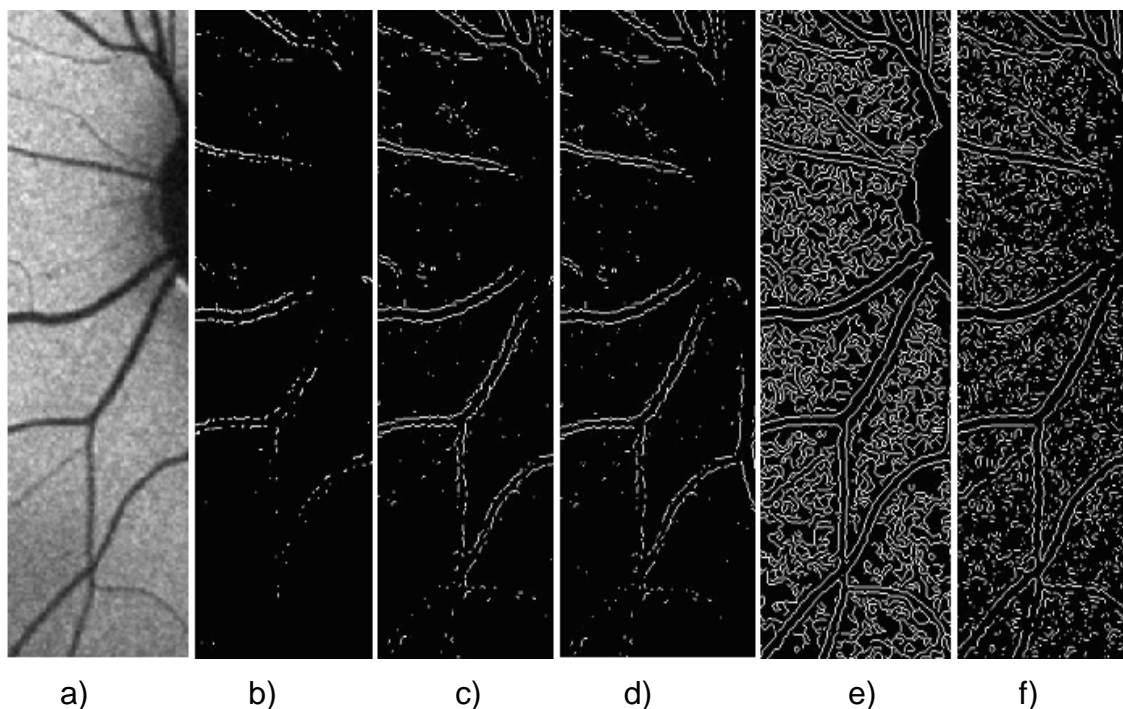
V experimentálním měření jsou zobrazeny výsledné obrazy po jejich úpravě. Experimentální měření spočívalo na mnoha pokusech. Obrazy pro měření, jak už bylo řečeno, jsou získány laserovým skenovacím oftalmoskopem (HRA, Heidelberg Retina Angiograph) v autofluorescenčním (AF) módu a v infračerveném (IR) módu. Velikost obrazů je 512x512 pixelů.

5.1 Výsledky hranových operací

Hranové operátory jsou vysokofrekvenční filtry a používají se pro zvýraznění hran, propouštějí vysokofrekvenční informaci - tedy všechny lokální extrémy obrazu včetně linií a hran [16][20].

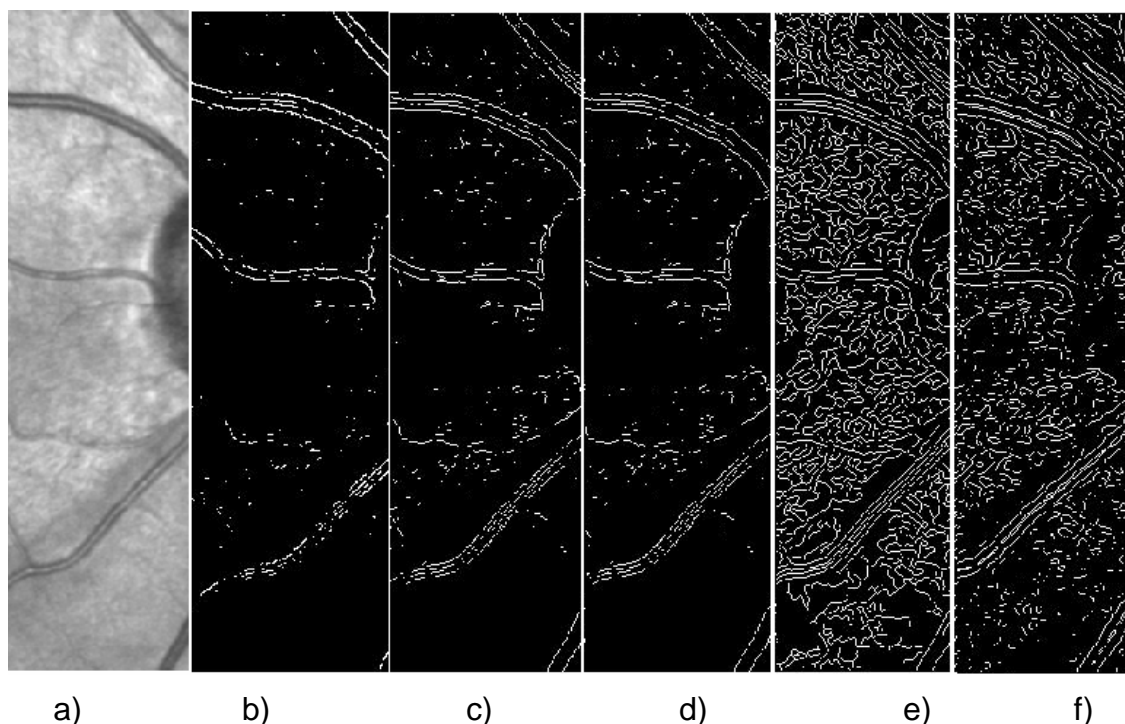
Zde jsou vidět výsledky hranových operací AF a IR snímků. Práh je zvolen operátorem automaticky.

AF snímek:



Obr. 5.1: a) originál, b) Robertsův operátor, c) Prewittův operátor, d) Sobelův operátor, e) Canny detektor, f) Laplacian of Gaussian

IR snímek:



Obr. 5.2: a) originál, b) Robertsův operátor, c) Prewittův operátor, d) Sobelův operátor, e) Canny detektor, f) Laplacian of Gaussian

5.1.1 Shrnutí

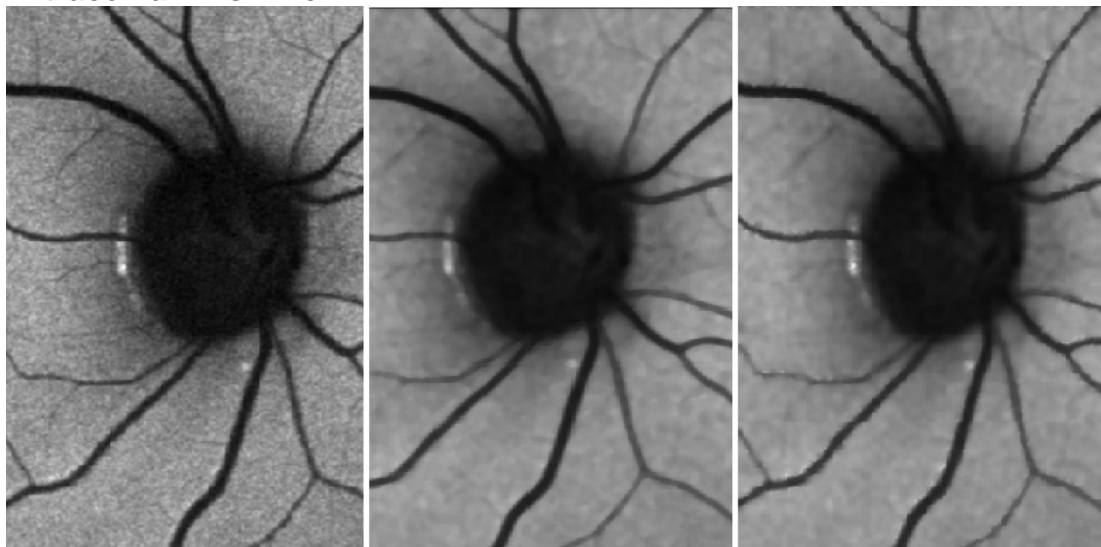
Hranové detektory jsou pouze základem pro složitější algoritmy. Na obrázcích 5.1 a 5.2 je vidět, jak si detektory neporadily s tak složitým obrazem. Nejlépe z nich vyšel Cannyho detektor (e) a Laplacian of Gaussian (f), které ale chybně detekovaly i šum v obraze. Je tedy nutné pro zvýraznění hran použít složitějších algoritmů.

Operátory jsou použitelné na obrazy bez šumu s jednoduchými tvary. Nejsou vhodné pro složité a komplexní tvary.

5.2 Výsledky filtrace

Na obrázku 5.3 jsou vidět výsledky filtrace Mediánovým filtrem a Wienerovým filtrem na AF snímku. Stupeň vyhlazení je přímo úměrný velikosti použité masky, čím větší maska, tím větší vyhlazení. Je zadána maska 8x8, aby byl rozdíl mezi filtracemi co nejviditelnější. Na obrázku 5.4 je filtrace na IR snímku. Na obrázku 5.5 je filtrace Anisotropní difúzí s metodou 1. Na obrázku b) je počet iterací 15, na obrázku c) je počet iterací 50 a na obrázku e) je anisotropní difúze aplikovaná na snímek z IR módu s 15 iteracemi, na f) s 50 iteracemi. Na obrázku 5.6 je aplikována obdobně anisotropní difúze se stejnými iteracemi, avšak je zadána metoda 2.

Filtrace na AF snímek:



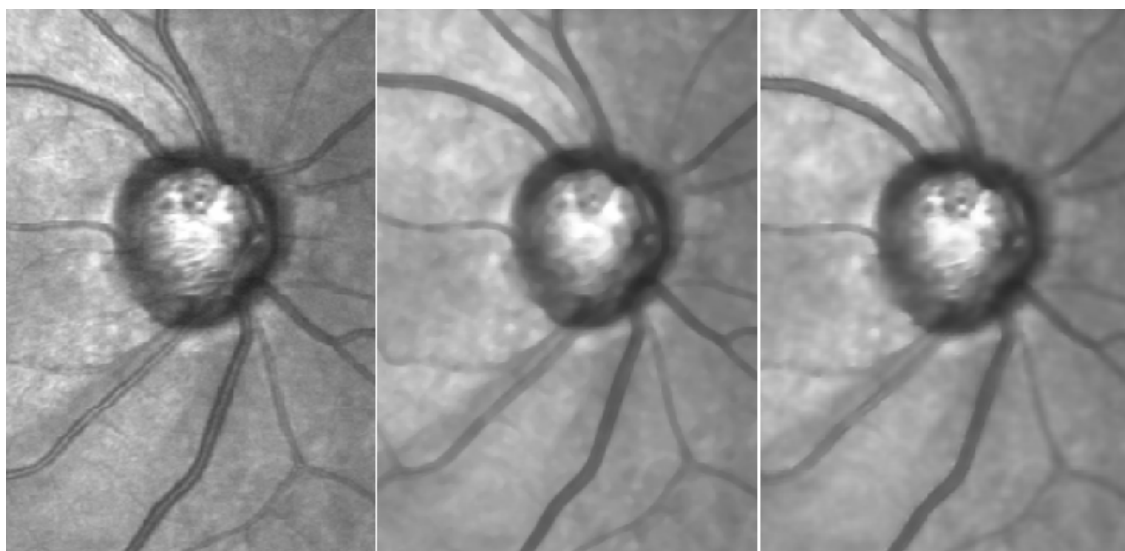
a)

b)

c)

Obr.5.3: AF snímek, a) Originál, b) Mediánový filtr, c) Wienerův filtr

Filtrace na IR snímek:



a)

b)

c)

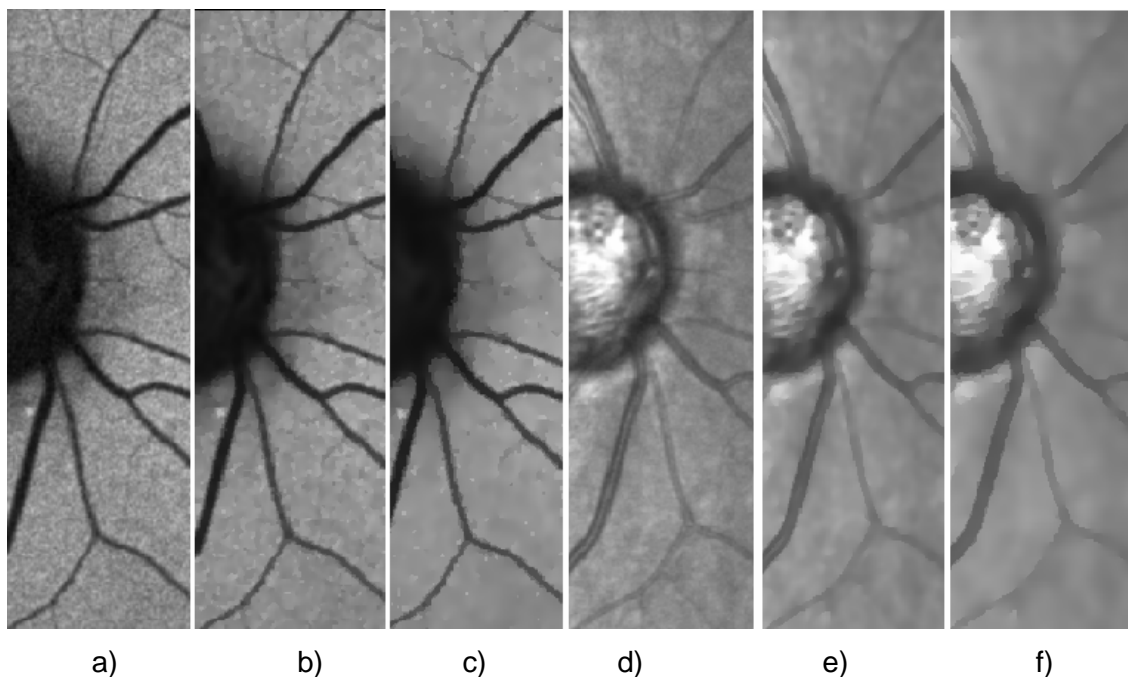
Obr.5.4: IR snímek, a) Originál, b) Mediánový filtr, c) Wienerův filtr

5.2.1 Shrnutí

U těchto oftalmologických obrazů je velký problém se šumem, který se snažíme odstranit pomocí vybraných filtrů.

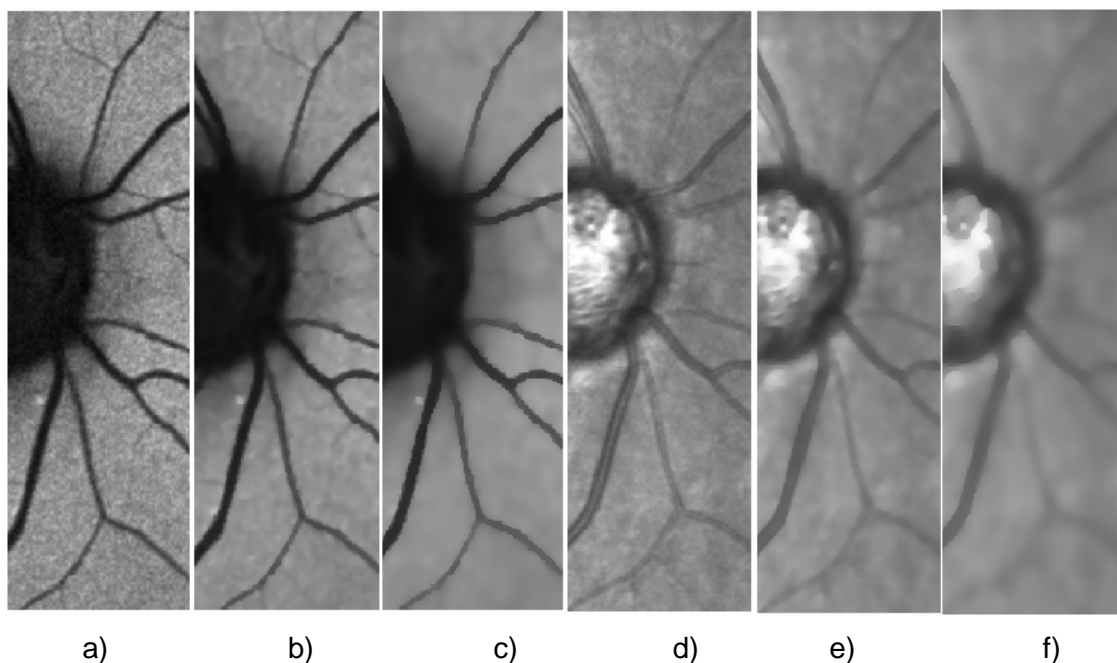
Na obrázcích 5.3 a 5.4 je vidět, jak filtry obraz vyhladí, ale rozmazávají hrany. To je nežádoucí u následující detekce bodů. Jak se ukáže dále, tak tyto filtry by pro detekci byly dostačující, kdybychom si vystačili s menším počtem detekovaných bodů.

Anisotropní difúze – metoda 1:



Obr. 5.5: Anisotropní difúze, metoda 1. a) originál AF snímku, b) počet iterací 15 u AF snímku, c) počet iterací 50 u AF snímku, d) originál IR snímku e) počet iterací 15 u IR snímku, f) počet iterací 50 u IR snímku

Anisotropní difúze – metoda 2:



Obr. 5.6: Anisotropní difúze, metoda 2. a) originál AF snímku, b) počet iterací 15 u AF snímku, c) počet iterací 50 u AF snímku, d) originál IR snímku e) počet iterací 15 u IR snímku, f) počet iterací 50 u IR snímku

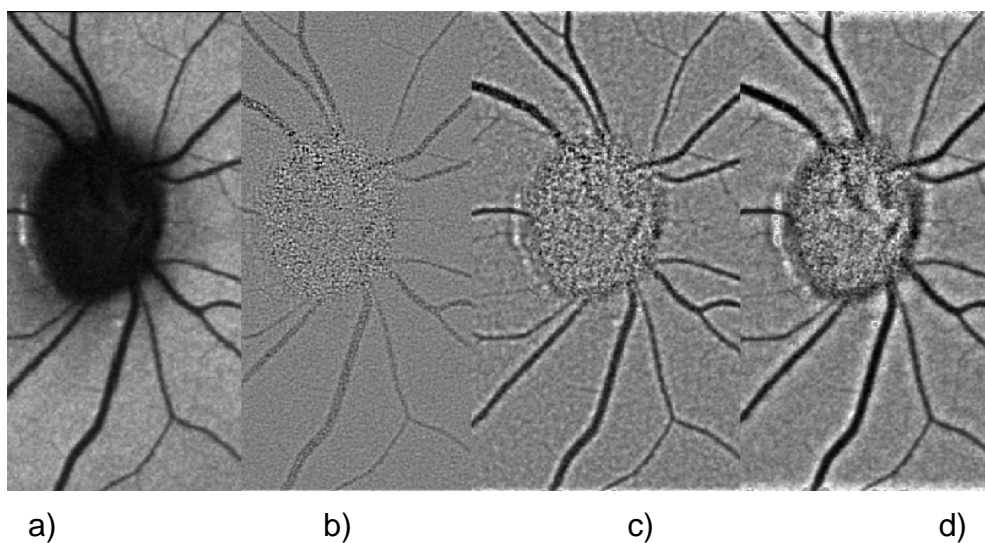
5.2.2 Shrnutí

Anisotropní difúze zvýrazní hrany a pozadí rozmaže, tím eliminuje detekci bodů v šumu v obraze. Jako filtrace před detekcí je dostačující pouze pro AF obraz.

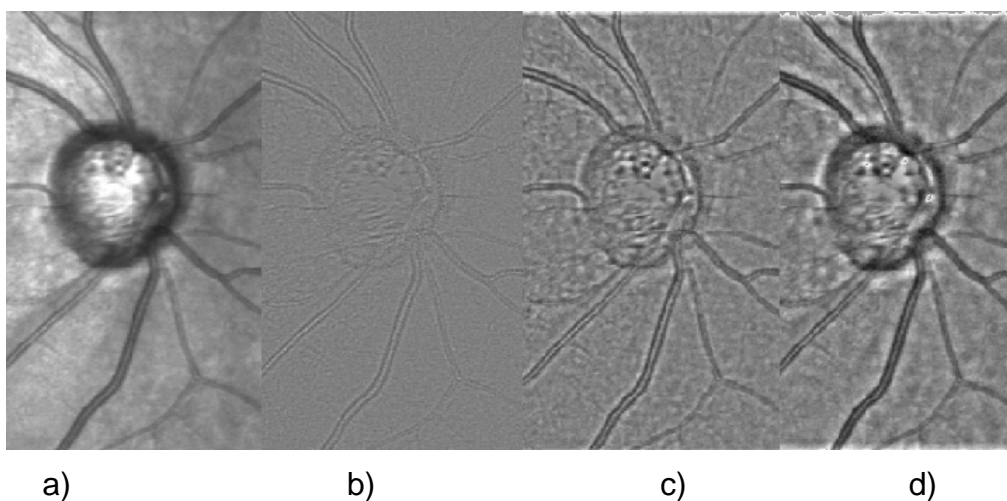
Na obrázcích 5.5 a 5.6 je rozdíl mezi metodou 1 a 2 takový, že obraz filtrovaný metodou 2 je oproti 1 více vyhlazený a k zvýraznění hran stačí i méně iterací než u metody 1. Z toho vyplývá důležitá skutečnost a to, že metoda 2 je rychlejší, tím pádem i celý proces registrace.

5.3 Výsledky funkce Jas

Na obrázcích 5.7 a 5.8 je vidět funkce jas při lokálních maskách 5x5, 15x15 a 30x30.



Obr. 5.7: IR snímek, a) Originál, b) funkce jas, maska 5x5, c) maska 15x15, d) maska 30x30



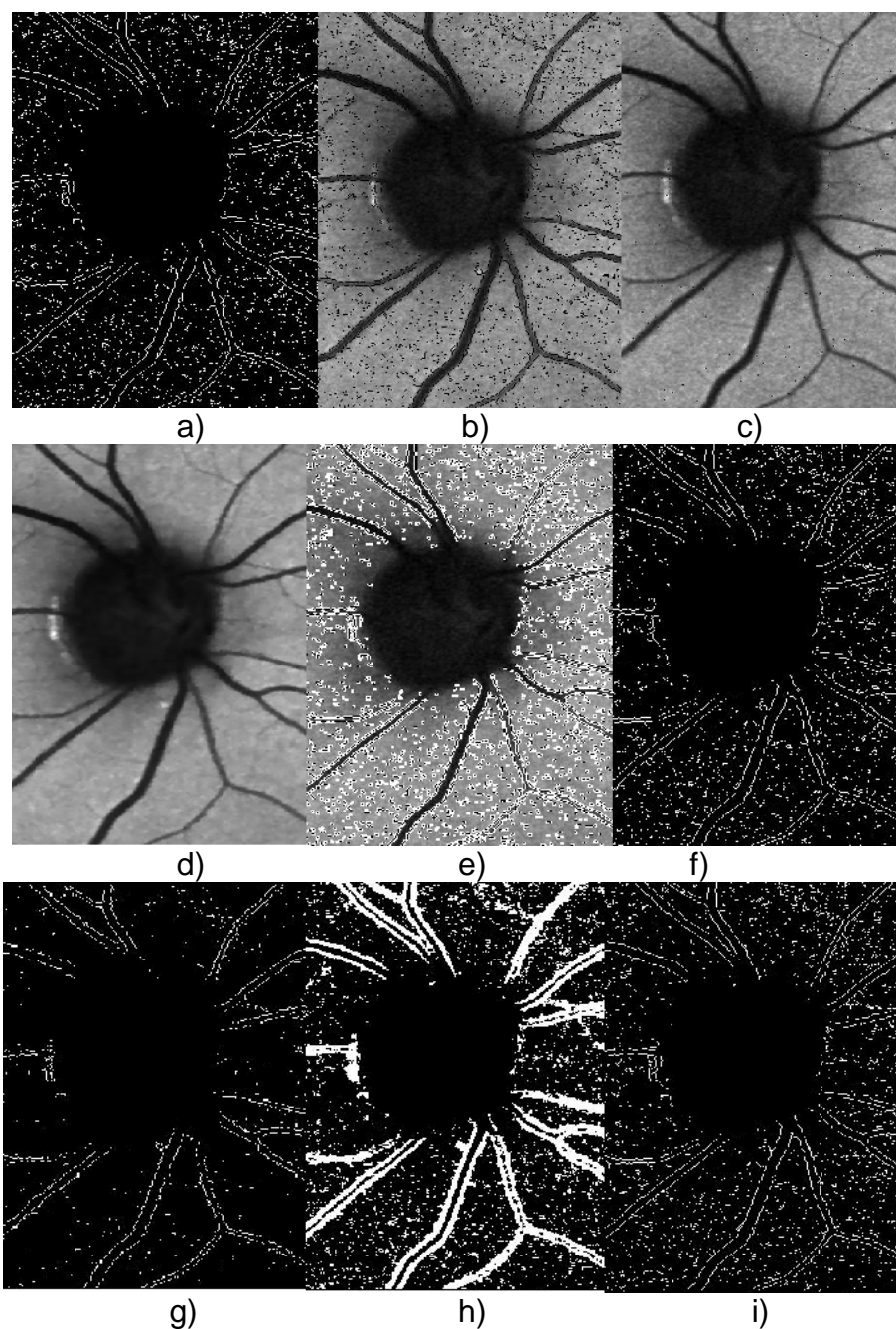
Obr. 5.8: AF snímek, a) Originál, b) funkce jas, maska 5x5, c) maska 15x15, d) maska 30x30

5.3.1 Shrnutí

Funkce jas je hlavně důležitá při detekci bodů u IR obrazů. Při větším lokální masce jsou hrany výraznější a pozadí rovnoměrně osvětlené, avšak dochází k okrajovému efektu, tzn., že na okrajích je obraz deformován. Při zvolení masky 15x15 jsou už vlákna výrazná a okrajový efekt není tak zásadní.

5.4 Výsledky metody Susan

Na obrázku 5.9 jsou postupně ukázány výsledky metod Susan a to v pořadí e, ei, ci, s, b, d, 3, p, q.



Obr. 5.9: Výsledky metody Susan. a) e, b) ei, c) ci, d) s, e) b, f) d, g) 3, h) p, i) q.

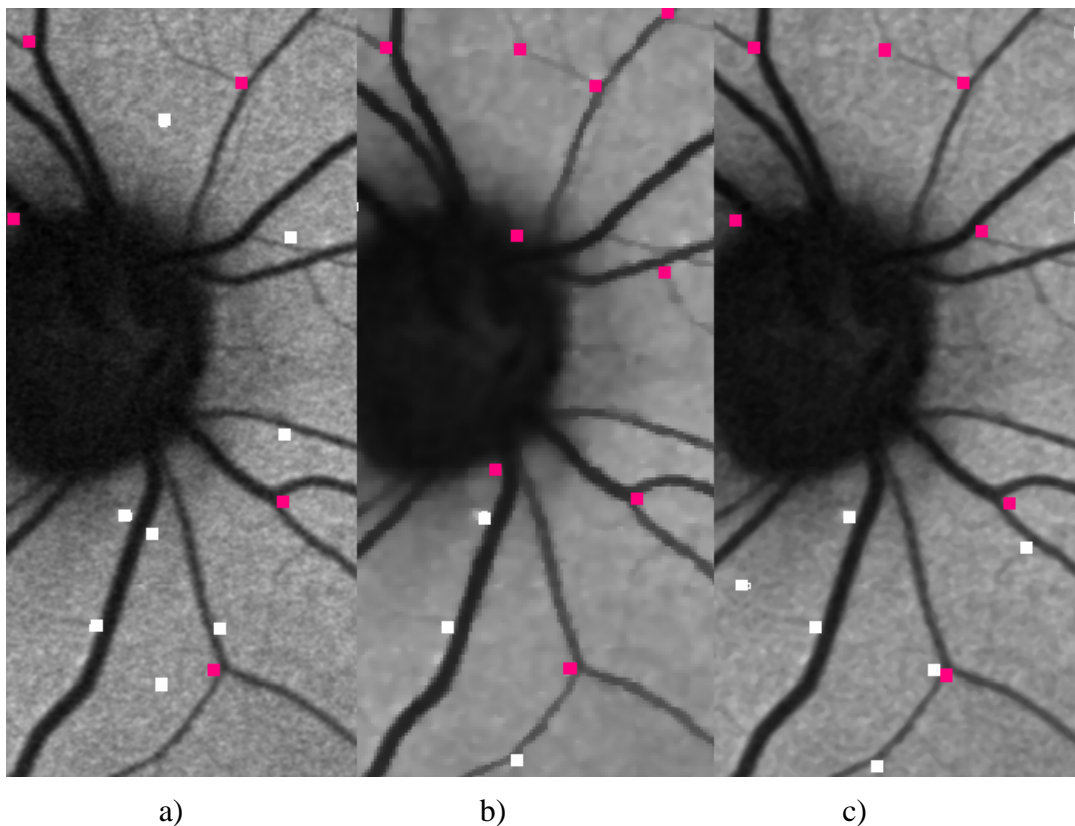
5.4.1 Shrnutí

Obrázky a), f), g) a i) mají charaktery hranových operátorů a v programu jsou spíše pro ukázkou možností metody Susan. U obrázku h), který má také charakter hranového operátoru jsou hrany zvýrazněné tlustou bílou čarou. U obrázku b) jsou hrany překryty černou čarou, ale pozadí zůstává šedotónové a obdobně je na tom obrázek e), kde jsou hrany zvýrazněné bílými čarami vyplněné černou barvou. Na obrázku c) jsou černými body překryté rohy a na d) jsou vyhlazením zvýrazněné hrany.

5.5 Výsledky detekce Harris

Detektor Harris je aplikován na každou 1/16 obrazu, aby se zvýšila jeho účinnost detekce a tím se tak potlačilo velkého množství nalezených nadbytečných bodů. Bylo zadáno 2 body na 1/16 obrazu, tedy bylo celkem nalezeno 32 bodů. Ukázka zdrojového kódu detektoru Harris a jeho aplikace na obraz je uvedena v příloze. Na následujících obrázcích jsou pouze výřezy.

V této podkapitole je ukázáno, jak na detekci Harris působí různé úpravy obrazů. Úprava IR obrazů pro detekci je mnohem složitější než u AF obrazů, protože zobrazení cév je slabé a tenké cévy splývají s okolím. Pozadí sítnice a cév je nerovnoměrně osvětlené a proto je nutné použít jiné úpravy než u AF obrazů. Změnou filtru ovlivňují detekční účinnost algoritmu Harris:



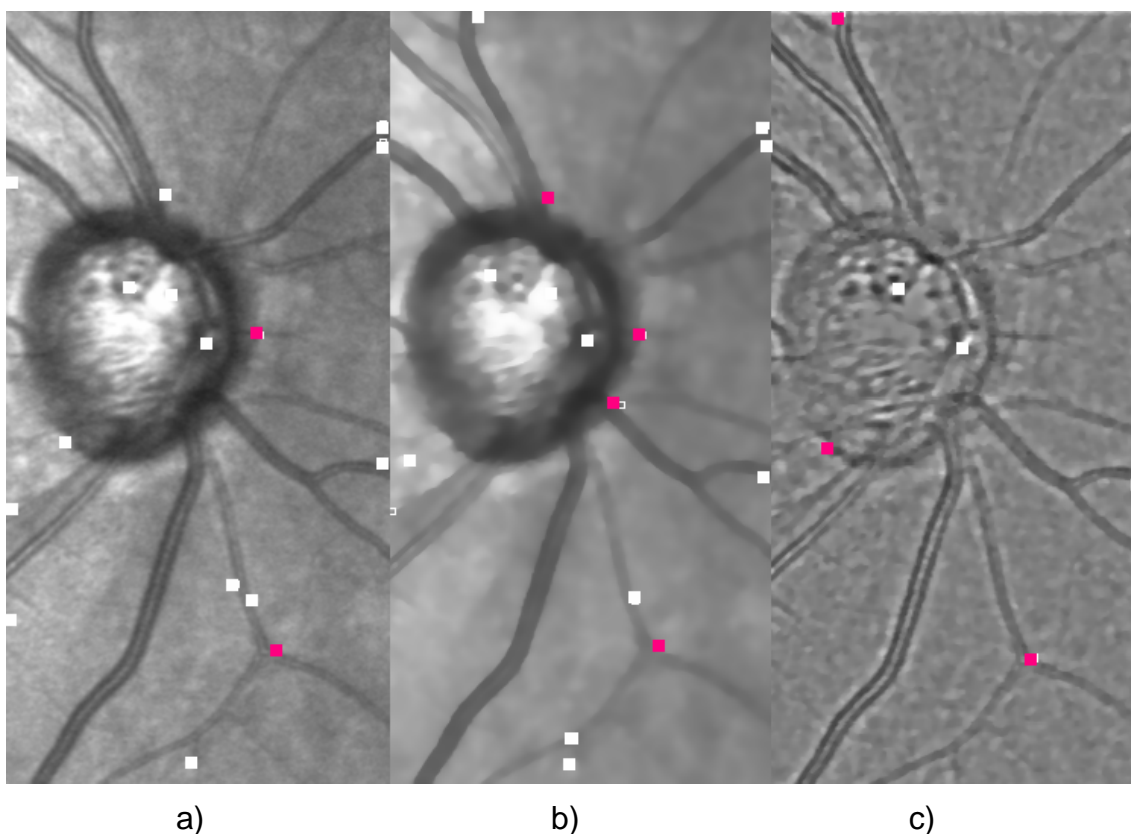
Obr. 5.10: a) Detekce Harris na nefiltrovaný obraz. b) Detekce Harris na filtrovaný obraz anisotropní difúzí s 15 iteracemi. c) Detekce Harris na filtrovaný obraz mediánovým filtrem

5.5.1 Shrnutí

Na obrázcích je vidět, že při použití filtru anisotropní difúze je lepší detekce, avšak až u vyššího počtu iterací. Na snímku je méně nadbytečných bodů a obraz je dobře odšuměný. Při zvyšování iterací nad 20 nemá filtr na detekci významný vliv. Růžové body znázorňují správně detekované body a bílé znamenají špatně detekované a nadbytečné body.

Kdybychom si však měli vystačit jen s menším počtem významných bodů, mediánový filtr by byl dostačující.

Na IR obrazy je po mnoha experimentech nejlepší použití kombinace funkce Jas a anisotropní difúze. Tak získáme přiměřené množství správně detekovaných bodů. V programu je možné vyzkoušet spousty jiných variací pro správnou detekci. Na obrázku 5.11 jsou znázorněny různé možnosti předzpracování a následná detekce.



Obr. 5.11: a) Detekce bez filtrace. b) Detekce při použití Susan metody a anisotropní difúze s 5 iteracemi. c) Detekce při použití funkce Jas a anisotropní difúze s 5 iteracemi.

5.5.2 Shrnutí

U IR obrazů jen anisotropní difúze nestačí a je nutno použít před touto filtrací i jiné úpravy. Je možné využít metody Susan(s) a nebo funkce Jas. Nalezneme tak více přesných bodů, které jsou opět znázorněny růžovými body a omezíme nadbytečné (bílé) body.

5.6 Výsledky Registrace

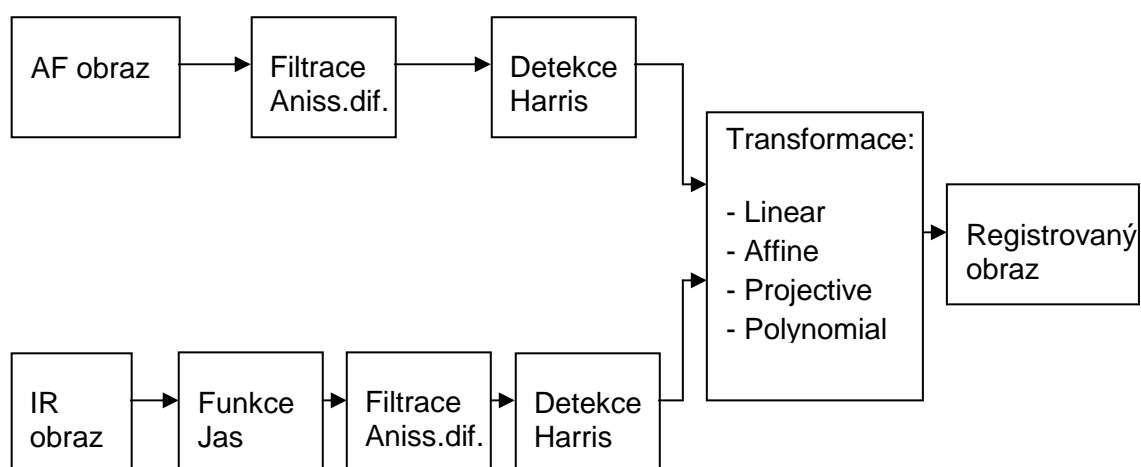
Cílem registrace obrazů je překrýt snímky přes sebe tak, aby si stejné objekty přesně odpovídaly. Při registraci je nejdůležitějším okamžikem nalezení významných bodů na každém snímku a jejich spárování přes všechny zpracovávané snímky. Jestliže se tento krok povede, registraci lze snadno dokončit s využitím vhodné prostorové transformace snímků [7].

V programu jsou na ukázkou použity transformace 'linear conformal', 'affine', 'projective', 'polynomial'. Důležitými vstupními parametry pro registraci jsou dva 2D oftalmologické obrazy a to z módu AF a IR. Jeden z nich nazýváme 'base image' a druhý 'input image'. Dalšími vstupními parametry jsou významné body, které mohou být interaktivní (body jsou v obraze označeny operátorem Harris) a neinteraktivní (vyhledání bodů provádí sám uživatel). Tyto body jsou nazvány obdobně jako obrazy a to 'base points' a 'input points'.

Samotná registrace se v programu dělá tak, že nejprve vytvoříme TFORM strukturu, která definuje 2D prostorovou transformaci. Jsou v ní uloženy input points, base points a právě definovaná transformace. Následně použijeme funkci imtransform, která transformuje input image v souladu s TFORM. Tato funkce je nezbytná pro registraci.

Zobrazení registrovaných obrázků se provádí jejich překrytím a jeden z nich má danou průsvitnost tak, aby byl vidět i základní obraz. Tuto průsvitnost si může uživatel volit přímo v programu. Zobrazí se upravené snímky, tedy upravené filtrováním, či upravené funkcemi. Je tak lépe vidět výsledek registrace. Pro názornost jsou na snímcích ponechány detekované body.

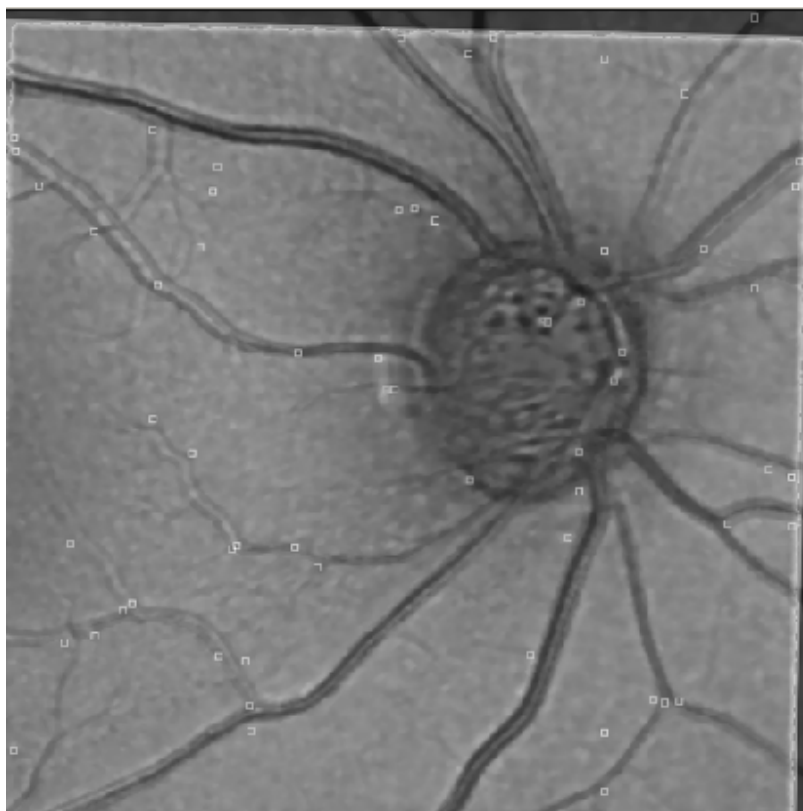
Na obrázku je názorné blokové schéma (doporučeného) celkového procesu registrování obrazů.



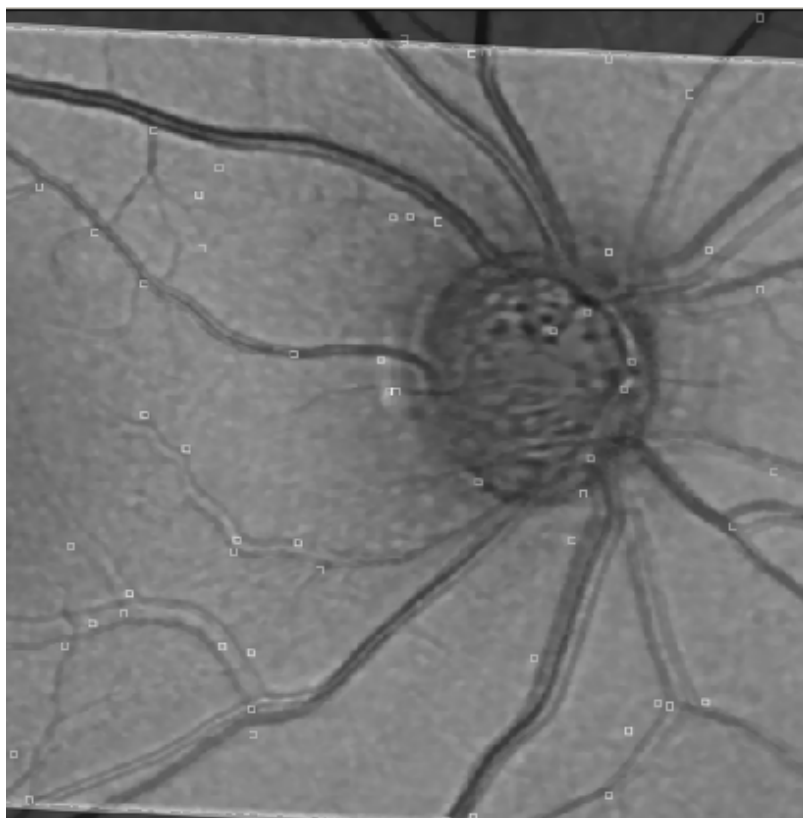
Obr. 5.12: Blokové schéma procesu registrace

Na následujících obrázcích jsou výsledky registrací z vyjmenovaných transformací. Předzpracování obrazů před registrací je podle blokového schématu. Uživatel si ovšem může zkusit různé nastavení i ruční detekci.

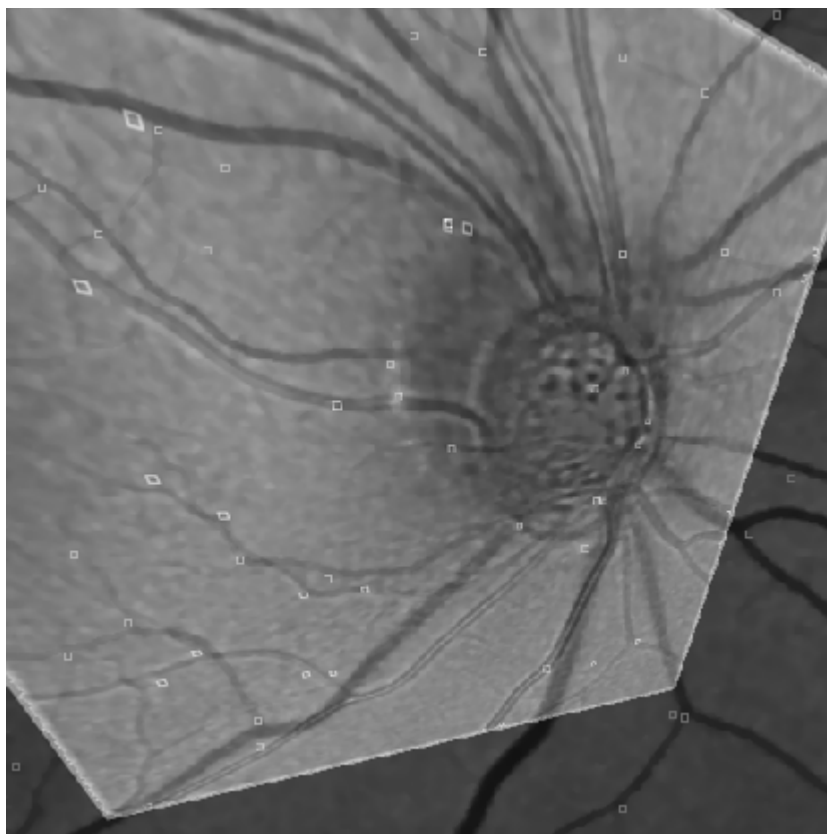
Registrace transformací 'linear conformal', 'affine', 'projective', 'polynomial':



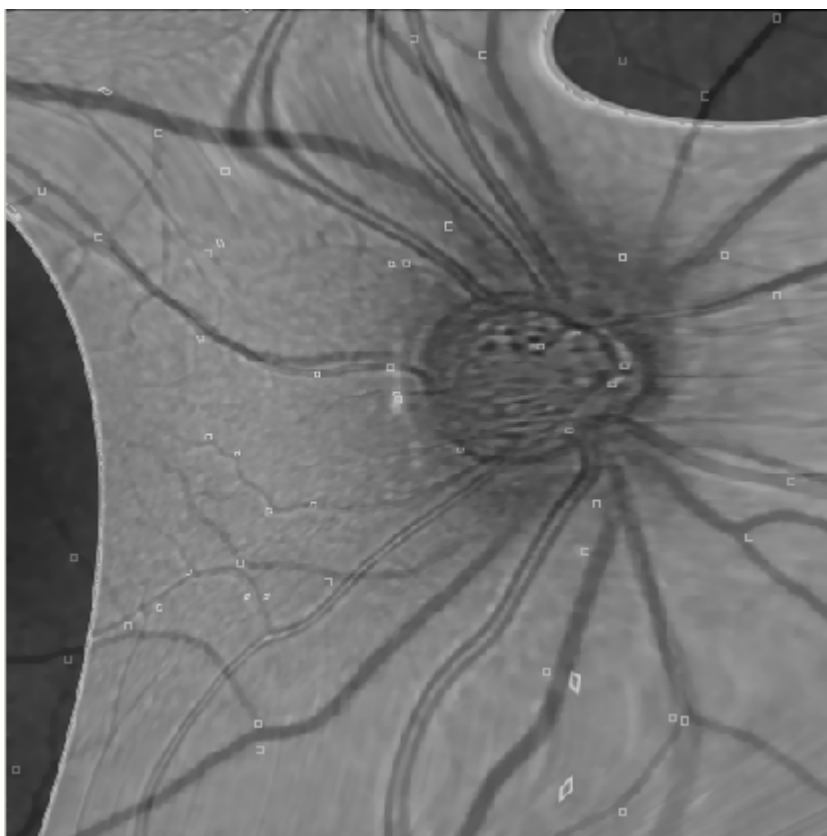
Obr. 5.13: Registrace AF a IR obrazů, model linear conformal transformace.



Obr. 5.14: Registrace AF a IR obrazů, afinní model transformace.



Obr. 5.15: Registrace AF a IR obrazů, projektivní model transformace.



Obr. 5.16: Registrace AF a IR obrazů, model polynomial transformace.

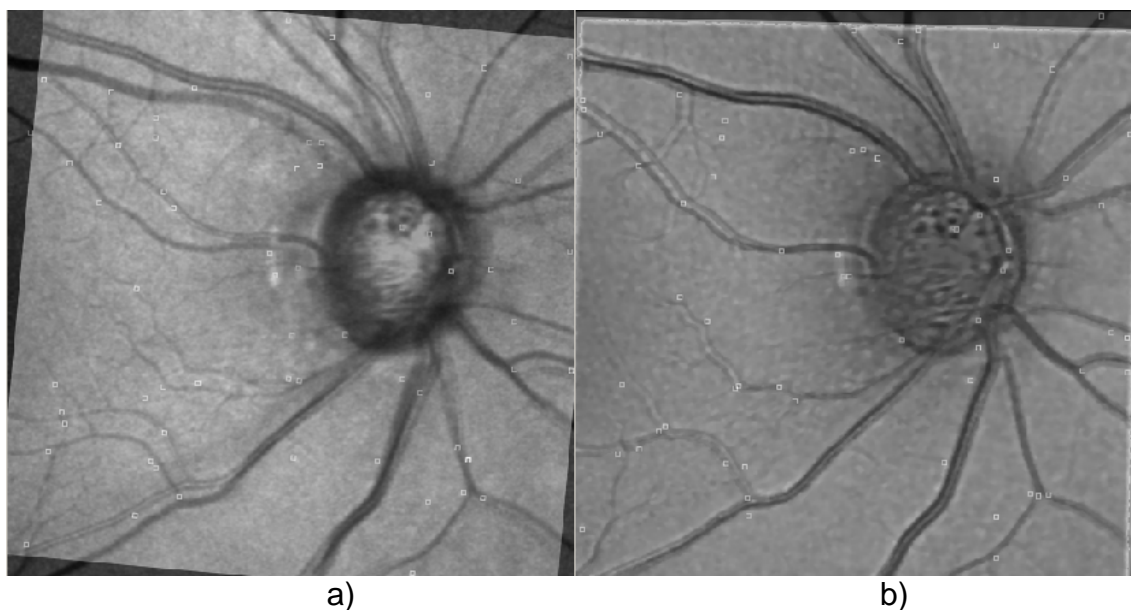
5.6.1 Shrnutí

Na AF obraz byla použita filtrace anisotropní difúze s počtem iterací 15, detekce bodů Harris, počet bodů na 1/16 jsou 2. U IR obrazu aplikována funkce Jas, anisotropní difúze s počtem iterací 5, detekce Harris. Průsvitnost překrývajícího obrazu je nastavena na 0,5.

Byla odzkoušena registrace s využitím čtyř modelů transformace. Na obrázku 5.13 je znázorněn model lineární transformace z něhož je patrné, že se registrace povedla celkem úspěšně, což znamená, že i přes některé menší posunutí, je velká část obrazu registrována správně. Podobně je na tom model transformace afinní uvedený na obrázku 5.14. Na obrázcích 5.15 a 5.16, které náleží modelům transformací projective a polynomial je zřejmé, že tyto transformace se pro registrování oftalmologických obrazů nehodí.

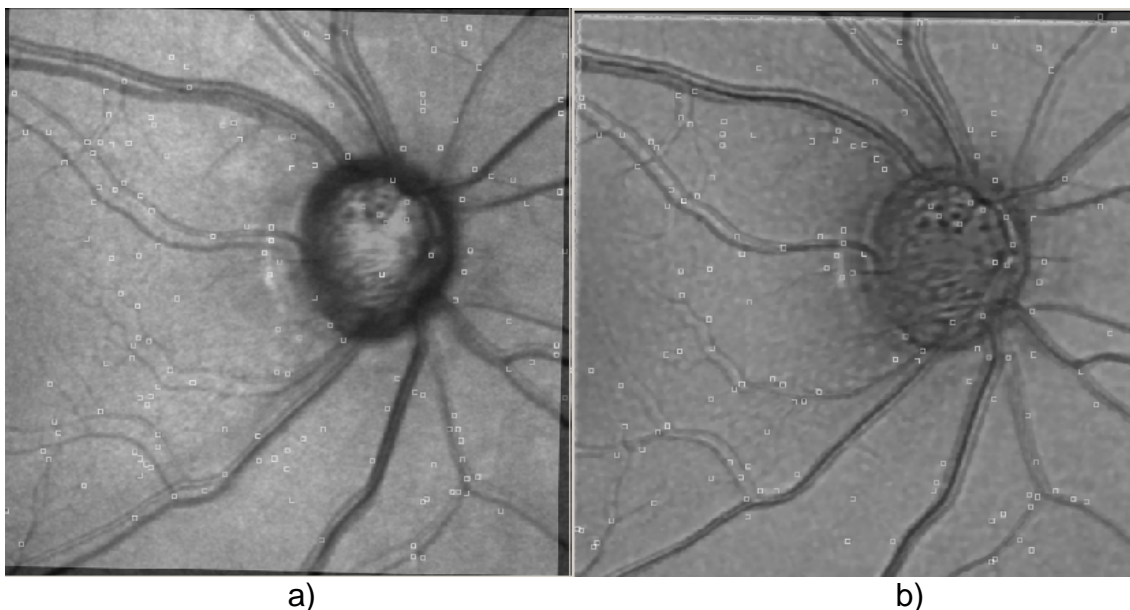
5.7 Porovnání registrace bez úpravy obrazů a registrace s úpravou obrazů.

Abychom zjistili, zda celkové předzpracování bylo k něčemu dobré, podívejme se, jak se obrazy registrovaly bez úprav a naopak s úpravami. U registrovaných obrazů s úpravami, jsou opět použity filtrace a funkce z doporučeného postupu registrace (viz blokové schéma 5.12). Na obrázku 5.18 je zadán počet nalezených bodů 2 na 1/16 obrazu. Model transformace nastaven na Linear conformal.



Obr. 5.17: a) Registrované obrazy AF a IR bez předzpracování, 2 body na 1/16.
b) Registrované obrazy AF a IR s předzpracováním 2 body na 1/16.

Je vidět, že rozdíl jednotlivých registrovaných obrazů je veliký. Na obrázku 5.18 a) se obrazy dobře registrovaly jen v okolí optického disku. Na obrázku b) registrace proběhla úspěšně i ve větvích cév.



Obr. 5.18: a) Registrované obrazy AF a IR bez předzpracování, 5 bodů na 1/16.
b) Registrované obrazy AF a IR s předzpracováním 5 bodů na 1/16.

5.7.1 Shrnutí

Na obrázku 5.19 je použito k registrování více detekovaných bodů, proto registrace neupravených obrazů (5.19a) vychází lépe než v obraze 5.18a. Naopak použití více detekovaných bodů na upravené obrazy mělo za následek to, že nadbytečně detekované body zbytečně registrované obrazy posunuly.

Z toho plyne, že je důležité obrazy před registrací předzpracovat. Díky předzpracování detekujeme hlavně správné významné body. Je lepší mít méně bodů, ale přesných, než jich mít hodně, ale chybně detekovaných. Registrace bude nejen přesnější, ale zvýší se i rychlost celého procesu zpracování.

ZÁVĚR

V teoretické části diplomové práce jsou popsány základní pojmy pro zpracování obrazu, jako je hrana, hranový bod atd. Dále jsou popsány základní hranové operátory, které bohužel pro danou problematiku předzpracování nejsou dostačující, ale jsou základem pro složitější operátory. Důležitou teoretickou částí zpracování obrazu je jeho filtrace, která v této části nechybí a nesmí chybět ani teorie detekce rohů (rozdvojení vyživujících cév – bifurkace). Jelikož celkové předzpracování a detekce bodů v obraze má vést k registraci, je její popsání v této části nezbytné.

Stěžejní částí diplomové práce je program, který byl navržen pro názornou ukázkou všech filtrací, funkcí, detekcí a registrací popsaných v teoretické části. Byl navržen a zrealizován v grafickém prostředí programu Matlab. Toto grafické prostředí nabízí tvůrci programu sjednotit všechny potřebné funkce a zobrazit přehledně výsledky. Jednotlivé operace prováděné na snímcích jsou zakomponovány do logické posloupnosti. Uživateli je umožněn přístup k jednotlivým funkcím velice jednoduše, může si odzkoušet obraz předzpracovávat, detekovat a registrovat podle svých úvah v rámci možností.

Další částí práce jsou jednotlivé výsledky a jejich podrobné popsání. Co se týče zpracování oftalmologických obrazů, tak obraz z autofluorescenčního módu se zpracovával mnohem snadněji, protože cévy jsou na snímku krásně vidět oproti snímku z infračerveného módu, kde je zobrazení cév slabé a tenké cévy splývají s okolím. Pozadí sítnice a cév je nerovnoměrně osvětlené. Z toho vyplývá, že detekci předcházela pro každý mód jiná úprava. U AF módu stačilo snímek filtrovat v podstatě jakýmkoliv filtrem a detekce byla úspěšná, bohužel u IR snímku se muselo odzkoušet a prokombinovat více úprav, aby byl detektor úspěšný. Pro filtraci AF obrázků vychází nejlépe filtr anisotropní difúze. U IR obrazů se velice osvědčila funkce Jas, která srovnala nerovnoměrné osvětlení a k zvýraznění hran dobře posloužila anisotropní difúze. Po těchto úpravách a detekci Harris byly obrazy připraveny na registraci.

Jelikož registrace nebyla tou hlavní úlohou pro tuto práci, ale předzpracování a detekce, je použita základní registrace nabízená programem Matlab. Existuje mnoho metod, jak obrazy registrovat a je o nich i početně publikováno. Registrace je založená na dobře nalezených významných bodů v obraze, kterými jsou rozdělení vyživujících cév (bifurkace) a na správných transformacích, které jsou popsány v teoretické části. Modely transformace projective a polynomial jsou v programu na ukázkou a pro registraci oftalmologických obrazů se nehodí, protože v těchto obrazech můžeme čekat geometrické zobrazení translace, rotace a zkosení, pro které vyhovuje model transformace lineární a afinní.

V práci se povedl celý řetězec úkolů, přes nastudování teorie procesu zpracování až k výsledné registraci. Program je možné využít jako doplněk k výuce analýzy obrazu. Uživatel ovšem potřebuje určité znalosti z oboru a nainstalovaný příslušný software.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] BARTOŠ, Dušan. Nové zobrazovací metody v časně diagnostice glaukomu.. *Vojenské zdravotnické noviny* [online]. 2003, roč. LXXII [cit. 2008-02-03], s. 1-4. Dostupný z WWW: <http://www.pmfhk.cz/VZL/VZL%202_2003/Vzl2_7.pdf>.
- [2] BARTOŠ, M., *Lícování obrazů lékařských zobrazovacích modalit*, diplomová práce, Brno, Vysoké učení technické v Brně, 2007, 66 s.
- [3] BĚLEHRAD, M., *Detection of Autofluorescent Zone in Ophthalmologic Images*, diplomová práce, Brno, 2006.
- [4] BRUCHANOV, Martin. *Diskrétní 2D konvoluce*. ČVUT FEL v Praze. [online], 2006. [cit. 2008-25-03] Dostupné z WWW: <<http://bruxy.regnet.cz/fel/36ACS/konvoluce.pdf>>
- [5] BURKHARDT, Stephan. *Anisotropic diffusion filtering*. [online]. [cit. 2009-20-02]. Dostupné z WWW: <http://campar.in.tum.de/twiki/pub/Chair/TeachingSs04ImageSeg/VL_Segmentierung_kap8.pdf>
- [6] DANĚK, Ondřej. *Registrace obrazu bunek podle intenzit v obraze*. [s.l.], Brno, 2007. 57 s. Diplomová práce. [online], 2007[cit. 2009-19-02] Dostupný z WWW: <is.muni.cz/lide/absgo.pl?lang=en;ROK=2007;PRI=Da - 28k>.
- [7] FLUSER, Jan. *Současné metody rozpoznávání obrazů*. ÚTIA AV ČR [online]. [cit. 2009-15-05]. Dostupné z WWW: http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=33951
- [8] HLAVÁČ, Václav. HLEDÁNÍ HRAN. *FEL ČVUT* [online]. 200 [cit. 2008-01-01]. Dostupný z WWW: <http://cmp.felk.cvut.cz/_hlavac>.
- [9] CHRÁSTEK, Radim: *Automated Retinal Image Analysis for Glaucoma Screening and Vessel Evaluation*, Erlangen, 2005. Disertační práce. 136 s.
- [10] GÓMEZ, W., LEIJA, L., PEREIRA, W.C.A, INFANTOSI, A.F.C.: *Anisotropic diffusion filtering and average radial derivative to segment ultrasound-like images*. Biomedical Engineering Program - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil. ISBN: 978-85-60064-13-7.[online], 2007, [cit. 2009-15-04]. Dostupný z WWW: <http://www.sbeb.org.br/cbeb2008/Processamento%20de%20Imagens%20M%E9dicas/o_0221.pdf >

- [11] HÝNA, Petr. Detekce rohů v obraze. Bakalářská práce, BRNO. 36 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Michal Španěl. [online]. 2007.[cit. 2007-05-09]. Dostupný z WWW:<www.fit.vutbr.cz/study/DP/rpfile.php?id=4930>.
- [12] CHMELÁŘ, Milan, KOLÁŘOVÁ, Jana, KOLÁŘ, Radim. *Diagnostika bio a eko signálů*. Elektronický učební text. 2008. [cit. 2009-01-05]
- [13] JAN, Jiří.,*Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů* /Brno : VUTIUM,2002. 2. upr. a rozš. vyd. 427 s. ISBN 80-214-2911-9
- [14] KOLÁŘ, Radim, JAN, Jiří, LAEMMER, Robert, MARDIN, Ch.Y., JIŘÍK, Radovan, ZAČAL, Jiří, FILIPÍK, Adam, PETERLÍK, Igor. *Analysis of Retinal Autofluorescence Images for Early Glaucoma Diagnosis*. Department of Biomedical Engineering, FEEC, Brno University of Technology, Czech Republic. [online], [ci. 2008-05-05] Dostupné z WWW: <<http://dar.site.cas.cz/?publication=1680>>
- [15] SYNEK, Svatopluk. *Vyšetřovací metody v očním lékařství a optometrii*. Brno. Klinika nemocí očních a optometrie. [online], ,[cit. 2008-20-04] Dostupné z <www.med.muni.cz/ocnipek/oftpristr.ppt>
- [16] ŠMÍD, Tomáš. *Feature based object matching in raster image*. Brno, VUT. . [online]. [cit. 2008-25-03]. Dostupné z WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/2004/sbornik/02-Magisterske_projekty/08-Grafika_a_multimedia/04-xsmidt02.pdf>
- [17] ZITOVÁ, Barbara, FLUSSER, Jan: *Image registration methods: a survey*, Praha, [online], 2003, [cit. 2009-15-03]. Dostupné z WWW: <<http://library.utia.cas.cz/prace/20030125.pdf>>
- [18] *Conner detection*. [online],[cit. 2008-25-03]. Dostupné z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Corner_detection>
- [19] *Image Filtering Overview*. [online], 2007, [cit. 2009-25-03]. Dostupné z WWW: <<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/3472>>
- [20] *Metody zvýrazňování obrazu II Prostorová zvýraznění – filtrace*. [online]. [cit. 2008-25-03]. Dostupné z WWW: <http://www.geogr.muni.cz/archiv/vyuka/DPZ_CVICENI/Texty/DZO_05_z_vyrazneni_2.pdf>

- [21] *Fluorescein angiography*. [online]. [cit. 2008-25-04]. Dostupné z WWW: <<http://www.kellogg.umich.edu/patientcare/conditions/fluorescein.angiography.html>>
- [22] *Včasná diagnostika glaukomového onemocnění*. [online]. 2006 [cit. 2008-22-03]. Dostupné z WWW: <http://www.gate2biotech.cz/segmentation-in-autofluorescence-retinal/>
- [23] <http://www.hrt.com>
- [24] *Detekce hran*. [online]. [cit. 2008-22-03]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Detekce_hran>
- [25] *Odstranění šumu*. [online]. [cit. 2008-22-03]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Odstran%C4%9Bn%C3%AD_%C5%A1umu>

SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ

CT	počítačová tomografie
MR	magnetická rezonance
SPECT	jednofotonová emisní tomografie
PET	pozitronovou emisní tomografií ().
2D,3D	dvojdímenzionální, třídímenzionální
HRT	Heidelberg Retina Tomograph
FA	fluorescenční angiografie
IR	infračervený
AF	autofluorescenční
ICGA	indocyaninová angiografie
RF	Red Free
DFT	diskrétní fourierova transformace
FFT	rychlá fourierova transformace
SUSAN	(Smallest Univalu Segment Assimilating Nukleus)

PŘÍLOHA

1. Obsah přiloženého CD

Název adresáře	Popis
Text	Elektronická verze diplomové práce
Program	Obsahuje vstupní data, jednotlivé funkce a hlavní program
Výsledné obrazy	Obsahuje všechny výsledné obrazy použité v práci

2. Návod k programu

Návod, jak získat výslednou registraci podle blokového schématu 5.12:

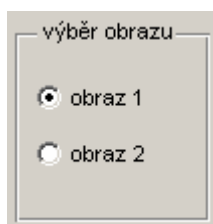
Hlavní okno:



1. Po spuštění programu se musí načíst obrazy 1 a 2.

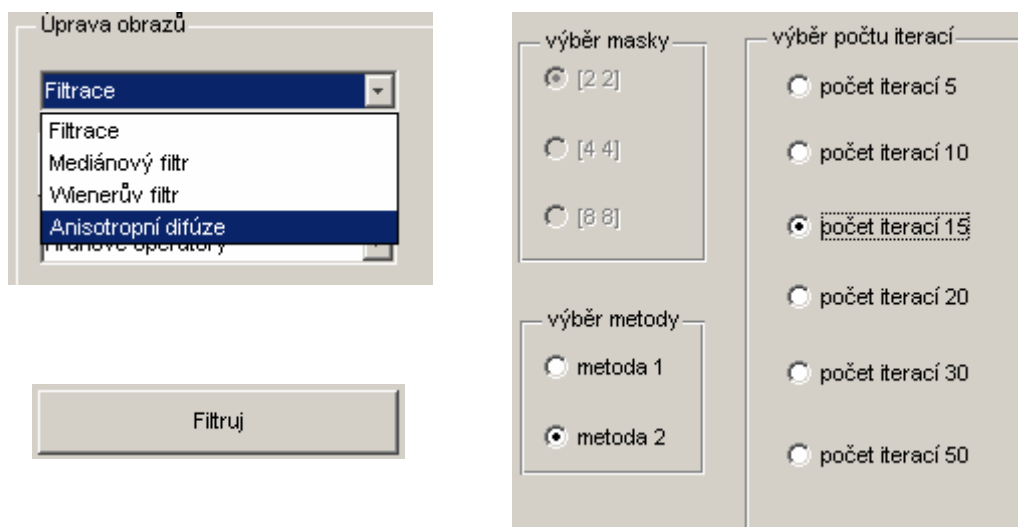


2. Zvolíme si, s kterým obrazem budeme nejprve pracovat. K tomu slouží výběrový box pod druhým obrazem. Zvolili jsme obraz 1, kam jsme si načetli snímek získaný z AF módu.

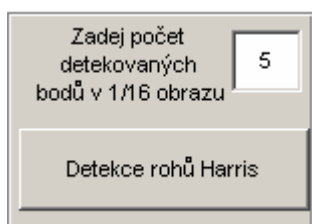


3. Pro obrázky získané v AF módu je určena filtrace pomocí anisotropní difúze. Tu nalezneme v rolovacím menu *Filtrace*. Po jejím výběru se aktivují parametry, které se musí zadat.

Zvolíme metodu 2 a počet iterací 15 a stiskneme tlačítko *Filtruj*.

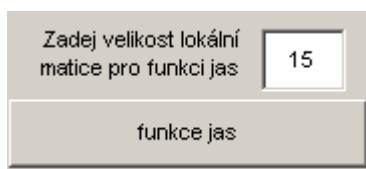


4. Následuje detekce rohů. Tu nalezneme v panelu *Susan*, ruční zadání, Harris, registrace. V bloku Harris, zadáme počet detekovaných bodů pro každou 1/16 obrazu a to hodnotu 5 a stiskneme tlačítko *Detekce rohů Harris*.

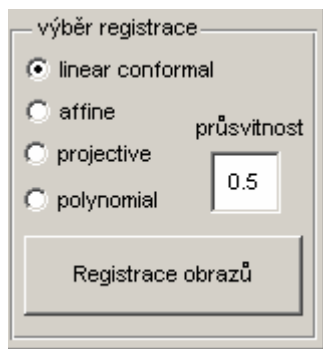


5. Po úpravě a detekci AF obrazu upravíme a detekujeme obraz IR. Je potřeba přepnout na obraz 2. viz krok 2.

U toho snímku, používáme funkci *Jas* s lokální maskou 15x15. Jelikož je maska symetrická, zadáváme jen 15. Po zadání masky, stiskneme tlačítko *funkce jas*.



6. Po této úpravě je potřeba aplikovat na obraz ještě jeden filtr a to anisotropní difúzi. Postup je stejný jako ve 3. kroku, avšak zadáme jiný počet iterací a to pouze 5.
7. Opakujeme krok 4. Počet bodů musí být stejný jako u prvního obrazu, aby registrace proběhla úspěšně.
8. Nyní již můžeme obrazy registrovat. Vybereme transformaci a zadáme průhlednost. Průhlednost v tomto případě nastavíme na 0.5.



Nad panelem *Susan*, *ruční zadání*, *Harris*, *registrace* se zobrazí výsledný obraz. Pokud chceme vidět jiné typy transformace registrace, nemusíme vše zadávat znovu. Stačí, pokud vybereme jiný typ transformace a opět stiskneme tlačítko *Registrace obrazů*.

3. Ukázka zdrojového kódu pro funkci Harris

```
function result = Harriss2(I,min_N)

cmin=1;rmin=1;cmax=128;rmax=128;
max_N=min_N;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Intrest Points
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
sigma=2; Thrshold=20; r=6; disp=1;
dx = [-1 0 1; -1 0 1; -1 0 1]; % The Mask
dy = dx';
Ix = conv2(I(cmin:cmax,rmin:rmax), dx, 'same');
Iy = conv2(I(cmin:cmax,rmin:rmax), dy, 'same');
g = fspecial('gaussian',max(1,fix(6*sigma)), sigma);

Ix2 = conv2(Ix.^2, g, 'same');
Iy2 = conv2(Iy.^2, g, 'same');
Ixy = conv2(Ix.*Iy, g, 'same');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
k = 0.15;
R11 = (Ix2.*Iy2 - Ixy.^2) - k*(Ix2 + Iy2).^2;
R11=(1000/max(max(R11)))*R11;
R=R11;
ma=max(max(R));
sze = 2*r+1;
MX = ordfilt2(R,sze^2,ones(sze));
R11 = (R==MX)&(R>Thrshold);
count=sum(sum(R11(5:size(R11,1)-5,5:size(R11,2)-5)));

loop=0;
while (((count<min_N) || (count>max_N))&&(loop<30))
    if count>min_N
        Thrshold=Thrshold*1.5;
    elseif count < min_N
        Thrshold=Thrshold*0.5;
    end

    R11 = (R==MX)&(R>Thrshold);
    count=sum(sum(R11(5:size(R11,1)-5,5:size(R11,2)-5)));
    loop=loop;
end

R=R*0;
R(5:size(R11,1)-5,5:size(R11,2)-5)=R11(5:size(R11,1)-
5,5:size(R11,2)-5);
[r1,c1] = find(R);
PIP=[r1+cmin,c1+rmin];%% IP

end

[dy dx] = find(R == 1); body = [dy dx];
handles.body = body;
result.image = I;
result.dx = dx;
result.dy = dy;
```

```

% --- Executes on button press in harriss2.
function harriss2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to harriss2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
w = waitbar(0, 'Čekejte prosím, počítám ...');

if get(handles.vyber_obraz1, 'Value')
    handles.vysledek = handles.obrazek1;
else
    handles.vysledek = handles.obrazek2;
end

[m n]=size(handles.vysledek);
pocet=4;
x=round(m/pocet);
y=(n/pocet);

b=imresize(handles.vysledek,[pocet*x,pocet*y], 'bilinear');
pom=x*ones(1,pocet);
pom2=y*ones(1,pocet);
C=mat2cell(b,pom,pom2);

konst=1;
for ind=1:pocet
    for ind2=1:pocet
        konst=konst+1;
    end;
end;

mina = str2double(get(handles.min_N, 'String'));

C{1,1}=Harriss2(C{1,1},mina);
C{1,2}=Harriss2(C{1,2},mina);
C{1,3}=Harriss2(C{1,3},mina);
C{1,4}=Harriss2(C{1,4},mina);
C{2,1}=Harriss2(C{2,1},mina);
C{2,2}=Harriss2(C{2,2},mina);
C{2,3}=Harriss2(C{2,3},mina);
C{2,4}=Harriss2(C{2,4},mina);
C{3,1}=Harriss2(C{3,1},mina);
C{3,2}=Harriss2(C{3,2},mina);
C{3,3}=Harriss2(C{3,3},mina);
C{3,4}=Harriss2(C{3,4},mina);
C{4,1}=Harriss2(C{4,1},mina);
C{4,2}=Harriss2(C{4,2},mina);
C{4,3}=Harriss2(C{4,3},mina);
C{4,4}=Harriss2(C{4,4},mina);

handles.vysledek = [C{1,1}.image C{1,2}.image C{1,3}.image
C{1,4}.image;C{2,1}.image C{2,2}.image C{2,3}.image
C{2,4}.image;C{3,1}.image C{3,2}.image C{3,3}.image
C{3,4}.image;C{4,1}.image C{4,2}.image C{4,3}.image C{4,4}.image];

imspoj.image = zeros(512,512);

        imspoj.dx = [];
        imspoj.dy = [];

k = 0;

```

```

for i = 1:16
%
    k = k + 1;
    k = mod(k,4);
    if k == 0
        k = 4;
    end
    if i >= 1 && i <= 4
        imspoj.image(1:128, (((i-1)*128)+1):(i*128)) = C{1,i}.image;
        x = (C{1,i}.dx)+((i-1)*128);
        y = C{1,i}.dy;
        imspoj.dx = [imspoj.dx; x];
        imspoj.dy = [imspoj.dy; y];

        elseif i > 4 && i <= 8
            imspoj.image(((1*128)+1):(2*128), (((i-4)-1)*128)+1):((i-
4)*128)) = C{2,k}.image;
            x = (C{2,k}.dx)+(((i-4)-1)*128);
            y = (C{2,k}.dy)+128;
            mspoj.dx = [imspoj.dx; x];
            imspoj.dy = [imspoj.dy; y];

            elseif i > 8 && i <= 12
                imspoj.image(((2*128)+1):(3*128), (((i-8)-1)*128)+1):((i-
8)*128)) = C{3,k}.image;
                x = (C{3,k}.dx)+(((i-8)-1)*128);
                y = (C{3,k}.dy)+(2*128);
                imspoj.dx = [imspoj.dx; x];
                imspoj.dy = [imspoj.dy; y];

            else
                imspoj.image(((3*128)+1):(4*128), (((i-12)-1)*128)+1):((i-
12)*128)) = C{4,k}.image;
                x = (C{4,k}.dx)+(((i-12)-1)*128);
                y = (C{4,k}.dy)+(3*128);
                imspoj.dx = [imspoj.dx; x];
                imspoj.dy = [imspoj.dy; y];
            end
        end
    end

    inputpoints = [imspoj.dx imspoj.dy];
    size(inputpoints);

    if get(handles.vyber_obrazl, 'Value')
        handles.inputpoints = inputpoints;
    else
        handles.basepoints = inputpoints;
    end

    if get(handles.vyber_obrazl, 'Value')
        axes(handles.axes1);
        handles.obrazek1 = handles.vysledek;
    else
        axes(handles.axes2);
        handles.obrazek2 = handles.vysledek;
    end
    imshow(handles.vysledek, []);
    close(w)
    H = gcf;
    guidata(H, handles);

```